

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO  
INSTITUTO DE FÍSICA

**CARACTERIZAÇÃO DE EQUIPAMENTOS INTERVENCIONISTAS  
VISANDO A OTIMIZAÇÃO DAS DOSES**

**Valquíria Guimarães Pereira**

Rio de Janeiro  
Dezembro/2017

# **CARACTERIZAÇÃO DE EQUIPAMENTOS INTERVENCIONISTAS VISANDO A OTIMIZAÇÃO DAS DOSES**

Trabalho de conclusão de curso apresentado como parte  
dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em  
Física Médica pela Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Física Médica – Radiodiagnóstico  
Orientadora: Professora Doutora Lucía Canevaro  
Colaboradores: Flávia M. Mardegan e  
Rafael de A. Nunes

Rio de Janeiro, Brasil  
Dezembro - 2017

“Se eu vi mais longe, foi por estar de pé  
sobre ombros de gigantes.”  
Isaac Newton

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente, agradeço a Deus meu criador, por renovar minhas forças, cuidar de mim diariamente e por realizar tantas graças na minha vida.

Aos meus pais, Vanéa e José por terem me dado o dom maior, o dom da vida e por me ensinarem valores como a disciplina, a dedicação e o caráter.

À equipe, aos professores e a diretora Eliete Carneiro da Silva, do Colégio Jeannette Coelho de Souza Mannarino, do qual eu faço parte e me orgulho de lecionar. Vocês foram fundamentais para mais esta conquista.

Ao meu namorado Mário Antônio, uma pessoa linda que conheci no decorrer da graduação. Ele me mostrou que eu posso ser muito mais do que imagino. Ele me fortaleceu e acreditou em mim. Me fez acreditar que esse dia chegaria e aliviou muito minhas dores, medos e tristezas.

À minha orientadora Lucía V. Canevaro, que confiou em mim, dedicou-me mesmo com tamanha ocupação, além do carinho e amizade.

Aos meus colaboradores Flávia, Rafael e Mauro Wilson, pela disposição e ajuda, mesmo à distância; vocês foram fundamentais.

Aos meus colegas de graduação que sempre me ajudaram, meu eterno agradecimento.

A todos os meus professores no decorrer da minha vida, desde os seis anos de idade. Eles foram fundamentais na formação do meu caráter e intelecto.

Por fim, agradeço a todos que, de alguma forma, passaram pela minha vida nessa fase tão importante e difícil. Muitas pessoas nobres auxiliaram-me de alguma forma e, sem vocês, eu não teria conquistado mais um degrau dos meus objetivos.

Este trabalho foi integralmente desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e em um Hospital de referência no Rio de Janeiro, sob orientação da Dra. Lucía Viviana Canevaro.

## RESUMO

A radiografia é uma técnica de exame de imagem que utiliza raios X, um excelente e importante instrumento para um diagnóstico médico preciso.

A fluoroscopia fornece imagens em tempo real e em movimento de determinadas estruturas de um corpo, geradas a partir da emissão de raios X. Foi desenvolvida para realização de exames invasivos, sendo um dos principais instrumentos da radiologia intervencionista.

A maior preocupação com a radiologia intervencionista, é o controle de dose dos pacientes, médicos e demais profissionais envolvidos neste procedimento, devido as altas taxas de doses, longos tempos de exposição e elevado número de imagens, entre outros fatores. O controle da qualidade de equipamento torna-se assim, imprescindível, apesar de não ser tão observado na prática nos serviços intervencionistas.

Muitos dos profissionais da radiologia intervencionista, adquirem catarata precoce oriunda da radiação espalhada. Estudos atuais, como o projeto RELID (*Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose*), comprovam que essa catarata é proveniente da radiação.

A finalidade deste trabalho é avaliar as condições do equipamento intervencionista e desempenho do mesmo, através do controle de qualidade e apresentar as básicas ações que um físico médico realiza no Serviço de Hemodinâmica, ressaltando a quantificação da exposição de profissionais e pacientes. Um exercício de quantificação da exposição no cristalino dos profissionais envolvidos nos procedimentos é também apresentado.

Esse trabalho permitiu observar também se os profissionais trabalham de acordo com o princípio ALARA. Além de observar se o serviço dispõe de equipamentos de proteção individual e coletiva, entre outros aspectos.

De maneira geral, o equipamento apresenta um bom desempenho, com poucos desvios das tolerâncias recomendadas. Em função dos resultados, se conclui que é fundamental o treinamento dos profissionais no sentido de conhecer o equipamento com que trabalham, visto que foram comprovadas diferenças de graus de exposição em função do efeito de cada ferramenta (diferentes taxas, cine, fluoro, magnificação, etc) que o equipamento oferece.

# SUMÁRIO

	Pág.
RESUMO .....	vi
SUMÁRIO.. .....	vii
LISTA DE TABELAS.....	ix
LISTA DE FIGURAS .....	x
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 Objetivos .....	2
<b>2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....</b>	<b>3</b>
2.1 O tubo de raios X, produção de raios X .....	3
2.2 Espectro de raios X .....	6
2.3 Interação da radiação com a matéria .....	6
2.4 Funcionamento de um aparelho de raios X fluoroscópico.....	7
2.4.1 Gerador de raios X .....	7
2.4.2 Tubo intensificador de Imagem .....	8
2.4.3 Magnificação do intensificador de imagem .....	10
2.4.4 Câmara de vídeo ou dispositivo de acoplamento de cargas .....	10
2.4.5 Monitor de TV .....	11
2.5 Fluoroscopia digital.....	11
2.6 Grandezas dosimétricas de interesse.....	13
2.6.1 Dose absorvida.....	13
2.6.2 Kerma.....	14
2.6.3 Taxa de kerma.....	15
2.6.4 Kerma no ar de entrada na superfície.....	15
2.6.5 Produto Kerma no ar-área.....	16
2.7 Efeitos estocásticos e reações tissulares nocivas.....	16
2.8 O olho humano e o cristalino .....	18
2.8.1 Estudos sobre a interação da radiação e o cristalino.....	19
2.9 Controle de qualidade em radiologia intervencionista .....	21
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>25</b>
3.1 Caracterização do aparelho de fluoroscopia.....	25
3.2 Identificação do local e do equipamento radiológico avaliado.....	25

3.3	Taxa de kerma no ar na superfície de entrada e qualidade da .imagem.....	26
3.4	.Avaliação da colimação do campo em fluoroscopia .....	30
3.5	Calibração do medidor de produto kerma-área ( $P_{KA}$ ) .....	31
3.6	Rendimento do tubo de raios X .....	32
3.7	Camada semirredutora.....	34
3.8	Exatidão e reprodutibilidade da tensão no tubo de raios X.....	35
3.9	Aspectos de proteção radiológica.....	36
3.10	Análise das doses no cristalino.....	36
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>39</b>
4.1	Taxa de kerma no ar na superfície de entrada e qualidade da .imagem.....	39
4.2	Avaliação da colimação do campo em fluoroscopia.....	43
4.3	Cálculo do fator de correção do medidor do produto $P_{KA}$ .....	44
4.4	Rendimento do tubo de raios X.....	45
4.5	Camada semirredutora .....	45
4.6	Exatidão e reprodutibilidade da tensão no tubo de raios X.....	46
4.7	Aspectos de proteção radiológica.....	47
4.8	Análise das doses no cristalino.....	47
<b>5</b>	<b>Conclusões.....</b>	<b>49</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>50</b>



## LISTA DE TABELAS

	<b>Pág.</b>
<b>TABELA 2.1</b> Limiar para a ocorrência de reações tissulares nocivas.....	17
<b>TABELA 3.1</b> Medidas das distâncias e posicionamento dos objetos.....	28
<b>TABELA 3.2</b> Parâmetros para medida da taxa de kerma na superfície de entrada (PMMA).....	29
<b>TABELA 3.3</b> Filtração adicional automaticamente inserida durante as medições para magnificação de 32 e 22, mm de cobre.....	30
<b>TABELA 3.4</b> Modelo para calcular o fator de correção do $P_{KA}$ .....	32
<b>TABELA 3.5</b> Distância do dosímetro-paciente.....	38
<b>TABELA 4.1</b> Parâmetros para medida da taxa de kerma na entrada do detector <i>flat panel</i> .....	40
<b>TABELA 4.2</b> Parâmetros avaliados para qualidade de imagem.....	41
<b>TABELA 4.3</b> Cálculo do fator de correção do $P_{KA}$ .....	44
<b>TABELA 4.4</b> Rendimento com filtro de cobre de 1 mm de espessura.....	45
<b>TABELA 4.5</b> Resultados para o cálculo da camada semirredutora.....	46
<b>TABELA 4.6</b> Cálculo da camada semirredutora.....	46
<b>TABELA 4.7</b> Registro para o cálculo da exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X.....	47
<b>TABELA 4.8</b> Radiação espalhada na posição do cristalino medida com os dosímetros ativos de estado sólido RaySafe i2.....	48

## LISTA DE FIGURAS

	Pág.
<b>FIGURA 2.1</b> Diagrama mostrando o fóton de raios X liberado devido à perda de energia do elétron desacelerado. Produção de raios X por Bremsstrahlung.....	4
<b>FIGURA 2.2</b> Um elétron incidente retira um elétron orbital, deixando uma vacância. O elétron da camada mais externa, ocupa essa vacância. A energia em excesso, é liberada na forma de fóton de raios X; conhecida como radiação característica.....	5
<b>FIGURA 2.3</b> Espectro de raios X de um alvo de Tungstênio em função da energia.....	6
<b>FIGURA 2.4</b> Os principais tipos de interação da radiação com a matéria	7
<b>FIGURA 2.5</b> Tubo intensificador de imagem.....	9
<b>FIGURA 2.6</b> Subtração de imagem: A é a imagem usada como máscara e B é a imagem subtraída.....	12
<b>FIGURA 2.7</b> Esquema dos diferentes processos de digitalização.....	12
<b>FIGURA 2.8</b> Aparelho Siemens Axiom Artis dB.....	13
<b>FIGURA 2.9</b> Casos de reações tissulares nocivas.....	17
<b>FIGURA 3.1</b> Estruturas internas do corpo humano.....	19
<b>FIGURA 3.2</b> Arranjo experimental para os testes de taxa de kerma no ar de entrada na superfície e qualidade da imagem.....	27
<b>FIGURA 3.3</b> Protocolo utilizado selecionado no monitor do equipamento	29
<b>FIGURA 3.4</b> Imagem do objeto de Leeds utilizado para avaliar a qualidade da imagem.....	30
<b>FIGURA 3.5</b> Arranjo experimental para medição do rendimento do tubo de raios X.....	33
<b>FIGURA 3.6</b> Arranjo experimental. Os círculos indicam a posição dos 4 dosímetros .....	37
<b>FIGURA 3.7</b> Vista ampliada do Dosímetro RaySafe i2 e posicionado na altura de 1,65 m.....	38
<b>FIGURA 4.1</b> Kerma na superfície de entrada para diferentes espessuras de pacientes e modos de fluoroscopia.....	42
<b>FIGURA 4.2</b> Kerma na superfície de entrada para diferentes espessuras de pacientes e modo cine.....	42
<b>FIGURA 4.3</b> Qualidade da imagem.....	43

<b>FIGURA 4.4</b>	Imagem do objeto de teste no modo cine: objeto de Leeds TOR 18FG para testar a resolução de alto e baixo contraste	43
<b>FIGURA 4.5</b>	Leitura do filme revelado após irradiação.....	44

# 1 INTRODUÇÃO

Muitas especialidades médicas utilizam procedimentos de imagem com raios X para realizar um diagnóstico preciso e certo. Estes procedimentos de imagem são chamados de radiodiagnóstico. Esta especialidade médica engloba diferentes técnicas como a radiologia convencional, mamografia, tomografia computadorizada e por fim a fluoroscopia, onde destacaremos a radiologia intervencionista.

A fluoroscopia é um processo de emissão contínua dos raios X que ajuda o médico a realizar procedimentos dinâmicos diagnósticos e terapêuticos, como por exemplo guiar um cateter até a localização desejada no interior do corpo, permitindo a observação de, por exemplo, o fluxo de sangue nas artérias coronarianas com o uso de contraste ou também a colocação de *stents*.

A fluoroscopia é bastante usada em punção lombar, urografia excretora, histerossalpingografia, biópsias, artrografia e procedimentos de radiologia intervencionista, entre outras aplicações.

Define-se radiologia intervencionista como aqueles procedimentos que compreendem intervenções diagnósticas e/ou terapêuticas guiadas por acesso percutâneo, geralmente realizadas com anestesia local e/ou sedação, utilizando fluoroscopia para localizar a lesão ou lugar de tratamento, monitorar o procedimento, controlar e documentar a terapia [1].

A radiologia intervencionista está sendo utilizada cada vez com mais frequência nos últimos anos. Algumas vantagens são: é menos invasiva, requer apenas uma pequena incisão, diminuição do risco de infecções e um tempo menor para que o paciente se recupere por completo. No entanto, a maioria dos procedimentos intervencionistas proporciona altas doses a pacientes e profissionais e exigem destes a permanência na sala durante a realização do exame.

O equipamento de fluoroscopia requer cuidados, ajustes e correção. Um físico médico é capaz de administrar esse tipo de equipamento. Especial atenção deve ser dada a programas de garantia de qualidade, que incluem medidas de controle de qualidade, fundamentais para que o equipamento mantenha um bom desempenho, para otimizar as exposições e para a obtenção de um diagnóstico e procedimentos precisos. No Brasil medidas de controle de qualidade específicas para radiologia intervencionista não são rotineiramente aplicadas. A legislação vigente [2] estabelece requisitos comuns para todos os equipamentos de raios X médicos.

Por outro lado, atualmente na comunidade científica existe uma séria preocupação com a exposição do cristalino dos profissionais responsáveis pela intervenção. Em 2008, a AIEA iniciou o estudo RELID, "*Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose*", mostrando que a radiologia intervencionista exige uma grande atenção com o cristalino dos profissionais, visto que é um dos órgãos mais radiosensíveis. Mesmo em baixas doses de radiação, a radiação pode provocar opacidades subcapsulares no cristalino dos profissionais. O limite anual de equivalente de dose para o cristalino estabelecido pela Norma CNEN-NN-3.01 foi recentemente alterado de 150 mSv/ano para 20 mSv/ano.

Devido à extrema preocupação com a radioproteção e a otimização de doses em fluoroscopia, tanto nos profissionais como nos pacientes, torna-se necessário o controle de qualidade no equipamento, visando um desempenho bom e adequado; reduzindo assim, exposições desnecessárias e doses elevadas [3].

## **1.1 Objetivos**

Baseado nas considerações acima, o projeto visa:

- a) Realizar testes de controle de qualidade que a ANVISA preconiza;
- b) Realizar testes adicionais de acordo com o protocolo de caracterização para equipamentos intervencionistas;
- c) Estimar doses no cristalino dos profissionais intervencionistas utilizando dosímetros ativos.

## 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

---

### 2.1 O tubo de raios X, produção de raios X

Um tubo de raios X é composto de uma ampola de vidro que contém o anodo, eletrodo positivo que recebe elétrons oriundos do catodo, o eletrodo negativo. O catodo é composto por um filamento de tungstênio de forma espiral e pela capa focalizadora (cilindro de *welmelt*). Quando circula uma corrente elétrica pelo catodo, acontece o fenômeno de emissão termoiônica; o catodo é aquecido liberando elétrons. Devido a uma diferença de potencial aplicada entre anodo e catodo, esses elétrons são acelerados em direção ao anodo. Uma vez que os elétrons são acelerados, em direção ao anodo, devido à dispersão dos mesmos e a sua carga negativa, há uma repulsão entre eles. Para evitar esse efeito, o filamento do catodo é envolvido por uma capa carregada negativamente, mantendo os elétrons unidos em volta do filamento e concentrando os elétrons emitidos em uma área menor do anodo. A eficiência desta capa focalizadora é determinada por seu tamanho, sua carga, forma e posição do filamento dentro dela [4,5]. O anodo, além de ser um bom condutor elétrico, é também um bom condutor térmico.

Quando os elétrons se chocam contra o anodo, mais de 95% de suas energias cinéticas são transformadas em calor e, este calor deve ser dissipado rapidamente, para o anodo não ser derretido [4,5]. Existem dois tipos de anodo: anodo fixo e anodo rotatório. O anodo fixo consiste de um alvo de tungstênio embutido em um bloco de cobre. O anodo rotatório aumenta sensivelmente a área do alvo e a capacidade de dissipação de calor, uma vez que não há uma concentração do feixe de elétrons em uma mesma área. Os tubos de raios X de equipamentos intervencionistas utilizam este tipo de anodo, devido à sua capacidade de resistir à maior intensidade de corrente em tempo mais curto e, com isso, produzir feixes mais intensos [4,5].

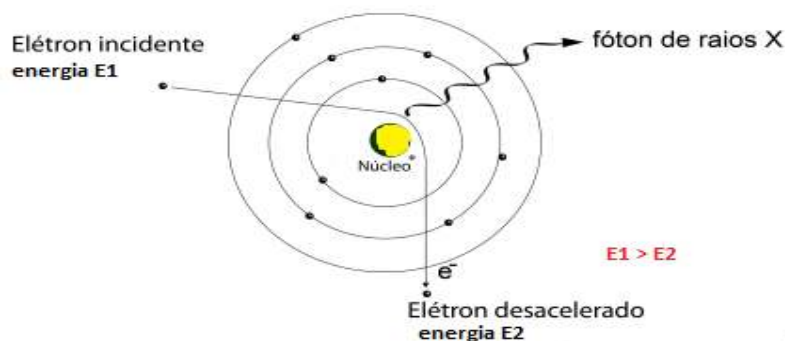
Em radiodiagnóstico, o diâmetro do anodo varia entre 5 e 12 cm com angulações de 7° a 12°. A maioria dos aparelhos modernos possui anodo rotatório cuja velocidade pode atingir até 10.000 r.p.m. O anodo tem capacidade limitada de armazenar calor embora este seja continuamente dissipado para o óleo contido no seu invólucro. O alvo é a área do anodo onde ocorre o impacto direto dos elétrons. O material mais utilizado

para o alvo é o tungstênio, por ser adequado na dissipação do calor e apresentar as seguintes características [4,5].

- Alto número atômico, o que implica em grande eficiência de produção de raios X e maior energia.
- Condutividade térmica quase igual à do cobre, o que resulta em rápida dissipação do calor produzido.
- Alto ponto de fusão (3380 °C), superior à temperatura de bombardeamento de elétrons (2000 °C).
- Alta resistência física quando aquecido.
- Baixa taxa de evaporação (para evitar metalização do vidro da ampola).

A ampola possui uma “janela” com espessura menor que o restante da ampola e pela qual passa o feixe útil com o mínimo de absorção possível. O tubo é colocado dentro de uma calota protetora revestida de chumbo, chamado de cabeçote a fim de blindar a radiação que é produzida em todas as direções (radiação de fuga). O cabeçote é preenchido com óleo que atua como isolante elétrico e térmico [6]. Além dos filtros de alumínio encontrados em equipamentos convencionais, os equipamentos intervencionistas dispõem de filtros adicionais, geralmente de cobre, cujo objetivo é filtrar raios X de baixa energia, desnecessários para a produção da imagem. Pela presença deste filtro, o espectro de raios X é endurecido durante a fluoroscopia.

Quando os elétrons emitidos pelo catodo impactam no anodo, alguns destes são desacelerados ao passar muito próximos ao núcleo dos átomos que compõem o material anódico; este processo é conhecido como *Bremsstrahlung* ou radiação de freamento, devido à perda de energia dos elétrons, que é emitida em forma de fótons de raios X (Figura 2.1).



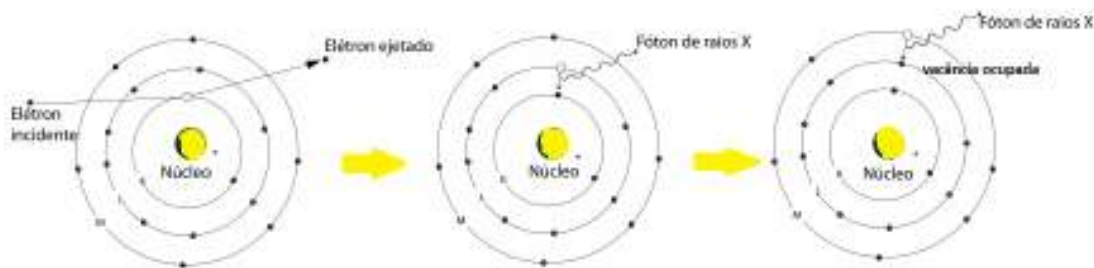
**Figura 2.1** – Diagrama mostrando o fóton de raios X liberado devido à perda de energia do elétron desacelerado. Produção de raios X por *Bremsstrahlung*. [7]

Se os elétrons colidirem com elétrons orbitais dos átomos do material anódico, eles podem retirá-los devido a sua maior energia cinética, deixando uma vacância na órbita de colisão. Os elétrons das camadas mais externas ocupam essa vacância devido a menor energia de ligação e o excesso é emitido em forma de fótons de raios X, que chamamos de radiação característica (Figura 2.2).

Os raios X produzidos, saem do tubo atravessando uma janela de berílio; nessa janela, existe um filtro de alumínio ou cobre, com objetivo de absorver os fótons de raios X de baixa energia que nada contribuem para a formação da imagem e reduz também a dose no paciente. O mais comumente usado é o filtro de alumínio; o de cobre geralmente é usado quando se deseja endurecer ainda mais o feixe, como o caso de procedimentos pediátricos.

A filtração total de um feixe de raios X consiste na filtração inerente mais a filtração adicional. A filtração inerente é constituída pelo vidro do tubo de raios X, o óleo isolante e o vidro da janela. A filtração adicional por sua vez é usada para completar a filtração inerente até ultrapassar a filtração mínima. No radiodiagnóstico, a filtração adicional é em geral feita por placas de alumínio.

Quando o potencial de aceleração do tubo é modificado, o espectro do feixe também é modificado, ou seja, o aumento da tensão (kV) implica no aumento do número de fótons de maior energia.

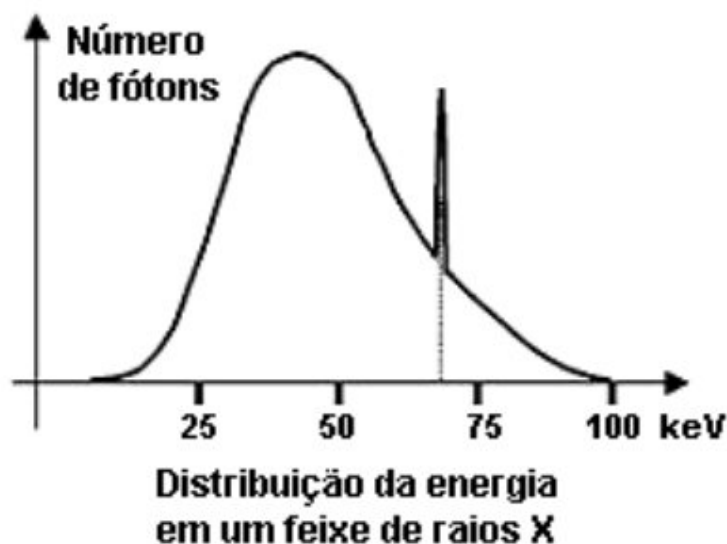


**Figura 2.2** – Um elétron incidente retira um elétron orbital, deixando uma vacância. O elétron da camada mais externa, ocupa essa vacância. A energia em excesso, é liberada na forma de fóton de raios X; conhecida como radiação característica. [7]



## 2.2 Espectro de raios X

A emissão de raios X pode ser analisada pelo seu espectro, que consiste na distribuição do número de fótons de raios X emitidos para determinado valor de energia, compreendendo o valor de energia entre zero e o máximo valor que corresponde à tensão de pico (kVp) aplicada entre anodo e catodo. As características do espectro dependem expressamente do material que compõe o alvo; existirão picos característicos para energias determinadas. O espectro de raios X pode ser considerado como um conjunto de dois espectros, o contínuo e o característico (Figura 2.3).



**Figura 2.3** – Espectro de raios X de um alvo de Tungstênio, em função da energia [6]

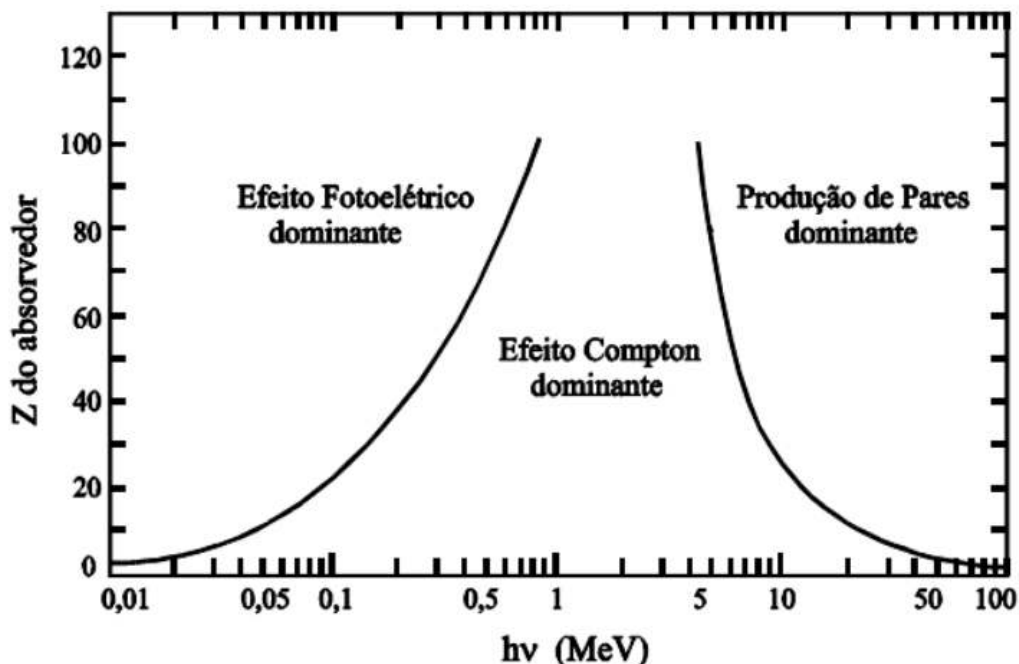
## 2.3 Interação da radiação com a matéria

As interações da radiação com a matéria dependem das características da radiação e dos átomos que são irradiados. A radiação ionizante é caracterizada pela capacidade de ionizar o meio que atravessa, retirando elétrons dos átomos que compõem o material. Excitações dos átomos também ocorrem através da radiação.

Os principais modos de interação da radiação com a matéria, excluindo as reações nucleares, são: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares [8,9]. Todos são considerados radiação eletromagnética, comportam-se como partícula, o fóton. Para cada modo de interação, existe uma probabilidade de ocorrência que varia com a densidade do meio de interação, energia do fóton e número atômico.

Como mostra a Figura 2.4, para baixas energias e altos números atômicos, o efeito fotoelétrico é mais provável. Para altas energias, predomina unicamente a

produção de pares; enquanto que o efeito Compton se produz para energias entre 500 keV e 5 MeV.



**Figura 2.4** – Os principais tipos de interação da radiação com a matéria [8].

## 2.4 Funcionamento de um aparelho de raios X fluoroscópico

### 2.4.1 Gerador de raios X

O gerador de raios X modifica a tensão e a corrente de entrada proveniente da rede elétrica, proporcionando as condições necessárias para a produção do feixe de raios X. O gerador controla o início e término da exposição e possibilita a seleção das energias, taxas de dose e tempo de exposição [6,10,11,12].

O gerador é ligado ao sistema de controle automático de exposição (CAE), que controla os parâmetros operacionais, tensão máxima (kVp) e corrente (mA). Fototemporizadores e subsistemas de controle de brilho automático medem a exposição da radiação incidente no receptor de imagem para gerar instantaneamente um sinal de retorno que permite adequar a densidade das imagens adquiridas ou o brilho da imagem fluoroscópica. O CAE age para manter um nível constante de brilho da imagem observada em um monitor, mesmo quando o intensificador de imagem se movimenta por partes do corpo de diferentes densidades e coeficientes de atenuação. O brilho constante é alcançado ajustando automaticamente o kVp, a corrente e/ou outros

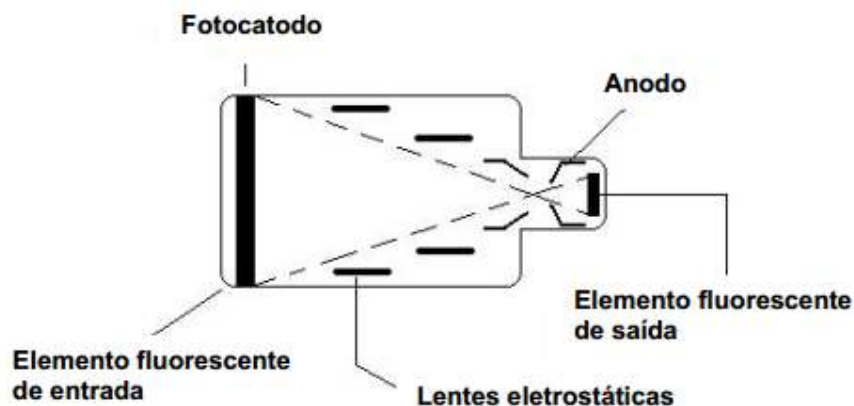
parâmetros do equipamento, tanto quanto for necessário para manter o nível de radiação na entrada do intensificador de imagem [6, 10, 11, 13]. Os geradores usados para fluoroscopia podem ser dos tipos monofásicos e trifásicos, de potencial constante e de alta frequência. Os geradores de alta frequência, usados nos equipamentos modernos, proveem uma reprodutibilidade de exposição superior, são mais compactos, de menor custo de aquisição e de menor tempo para reparo e manutenção [14].

Em fluoroscopia, são usados dois modos para fornecer energia ao tubo de raios X: exposição contínua e pulsada. Na fluoroscopia contínua, o gerador provê uma corrente do tubo contínua enquanto a fluoroscopia é acionada. As imagens são adquiridas para uma taxa de 30 fotogramas por segundo, sendo um tempo de aquisição de 33 milissegundos por imagem. No modo pulsado, são produzidos pulsos de radiação curtos e intensos, sendo possível controlar sua altura, largura e frequência. Mudando a taxa de pulsos de 30 para 7,5 pulsos/s, uma redução de dose de 75% pode ser alcançada facilmente [11].

#### **2.4.2 Tubo intensificador de imagem**

Nos aparelhos modernos de fluoroscopia, o sistema de fluoroscopia digital (*flat panel*) substituiu o tubo intensificador de imagem, contudo, existem ainda no Brasil muitos equipamentos com intensificador de imagem que apresentam uma boa qualidade e satisfazem os requerimentos para o diagnóstico. Por esse motivo é de muita valia entender como funciona o tubo intensificador de imagem.

O tubo intensificador de imagem é um dispositivo eletrônico que recebe um espectro de raios X após estes terem atravessado o paciente transformando-os em luz visível e intensificando a imagem gerada. É composto por um elemento fluorescente de entrada (Figura 2.5) que converte os fótons de raios X em luz visível. O fotocatodo é usado para converter os fótons da energia luminosa em elétrons. Entre o fotocatodo e o anodo é aplicada uma diferença de potencial de 25 kV para que os elétrons emitidos pelo fotocatodo sejam acelerados em direção ao anodo. À medida que os elétrons passam pelo tubo intensificador, estes são multiplicados milhares de vezes em relação ao número original, através do uso de lentes eletrostáticas no tubo [11,13].



**Figura 2.5** – Tubo intensificador de imagem [6].

Quando os elétrons emitidos pelo fotocatodo atingem o primeiro eletrodo das lentes eletrostáticas, estes são acelerados por uma diferença de potencial até o eletrodo seguinte. À medida que os elétrons passam pelos eletrodos, fazem com que milhares de outros elétrons sejam liberados usando um processo chamado emissão secundária em cascata. Basicamente, os elétrons originais colidem com a lateral dos eletrodos, excitando os átomos e provocando a liberação de outros elétrons. Esses novos elétrons também colidem com outros átomos, criando uma reação em cadeia que resulta em milhares de elétrons saindo do eletrodo onde somente alguns poucos entraram [15,16].

O tubo intensificador de imagens, possui várias partes:

- **Tubo de vidro:** é um componente rígido e seu interior faz-se vácuo;
- **Estrutura metálica:** envolve o tubo, função de proteção;
- **Elemento fluorescente de entrada:** onde os raios X incidem e são convertidos em fótons de luz visível; consiste em uma camada de Iodeto de Césio ou Sulfeto de Zinco e Cádmio;
- **Fotocatodo:** é fixo ao elemento fluorescente de entrada, é uma camada geralmente composta de Iodeto de Césio (CsI), Sulfeto de Zinco e Cádmio, responsável pelo processo denominado fotoemissão, onde recebe luz e transforma em elétrons. O número de elétrons é proporcional à quantidade de raios X incidente no fotocatodo.
- **Elemento fluorescente de saída:** composto de cristais de zinco e sulfeto de cádmio. Há produção de luz quando os elétrons colidem nessa região. Cada fotoelétron, ao chocar-se com esse elemento, cerca de 75 vezes mais fótons de luz necessários para sua criação. Sempre existe um ganho de fluxo, que é o quociente entre o número de fótons de luz que é produzido no elemento

fluorescente de saída e o número de fotoelétrons que são produzidos no elemento fluorescente de entrada

- Lentes eletrostáticas: compostas de metal carregadas positivamente, com objetivo além de multiplicar os elétrons, elas focam e aceleram os elétrons até a tela de saída. São encontradas em toda a extensão do tubo.

### **2.4.3 Magnificação do intensificador de imagem**

Os intensificadores de imagem possuem a propriedade de ampliar as imagens proporcionando bastante flexibilidade em todos os procedimentos guiados por fluoroscopia. Os tamanhos mais frequentes de magnificação são de 23 cm, 17 cm e 13 cm. Esses números se referem ao diâmetro do elemento fluorescente de entrada do tubo intensificador de imagem. Todos os fotoelétrons que são produzidos no elemento fluorescente de entrada são acelerados em direção ao elemento fluorescente de saída. Se a magnificação é mudada para 17 cm, o potencial das lentes eletrostáticas é aumentado, o que faz com que o ponto focal dos elétrons se separe do elemento fluorescente de saída. Em consequência, só os fotoelétrons da parte central de 17 cm de diâmetro incidem sobre o elemento fluorescente de saída. A consequência desta mudança de ponto focal é a redução do campo e o aumento da imagem. A utilização de uma área menor em um tubo intensificador de imagem com a magnificação da imagem sempre oferece lugar a uma ampliação da imagem, com um fator de aumento diretamente relacionado com o quociente do diâmetro do tubo. Um tubo 23/17/13 no modo de magnificação 17 cm produzirá uma imagem 1,4 vezes maior que as obtidas trabalhando com a magnificação de 23 cm [16].

Para se manter o nível de contraste, a corrente é aumentada automaticamente, o que incrementa a dose recebida pelo paciente. O aumento da dose que o paciente recebe é aproximadamente igual à relação entre a área do elemento fluorescente de entrada utilizado ou 1,8 vezes ( $23^2/17^2$ ) a dose obtida quando se utiliza o equipamento sem magnificação [16].

Este aumento da dose acarreta a produção de uma imagem de melhor qualidade. A dose aumenta por que são utilizados mais fótons por unidade de área para formar a imagem. O resultado é uma redução do ruído e um aumento do contraste [6].

### **2.4.4 Câmara de vídeo ou dispositivo de acoplamento de cargas**

A função básica da câmara de vídeo é a de produzir um sinal eletrônico proporcional à quantidade de luz enviada pelo intensificador de imagem. O sinal gerado pela câmara de vídeo é um sinal de tensão que varia em tempo e que é enviado até o monitor por meio de um processo de varredura que pode ser de 525 ou de 1.023 linhas [11].

#### **2.4.5 Monitor de TV**

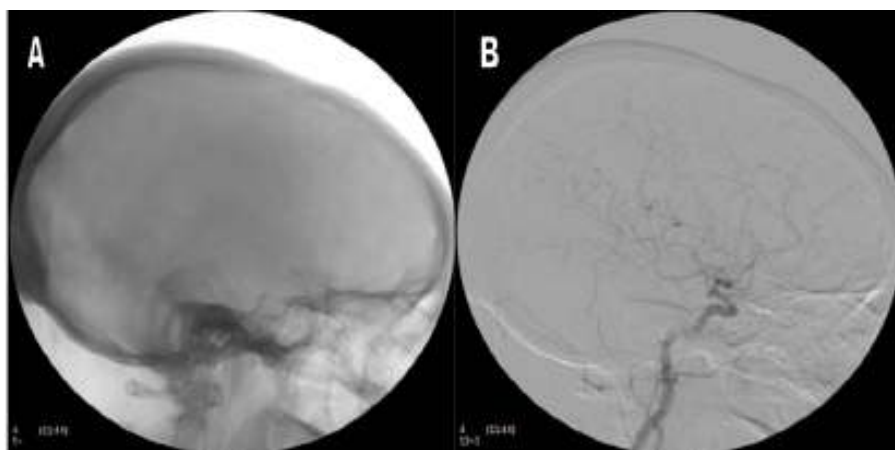
O tubo da câmara de TV converte a imagem luminosa em um sinal elétrico, que é enviado ao monitor, onde é reconstruída a imagem. O monitor de TV permite que muitos observadores vejam a imagem simultaneamente, e é possível conectar mais monitores fora da sala de exames [16].

#### **2.5 Fluoroscopia digital**

O que difere a fluoroscopia digital da fluoroscopia convencional, é a ausência do tubo intensificador de imagem, cujas funções são agora realizadas pelo sistema “*flat panel*”, além de outras funções digitais.

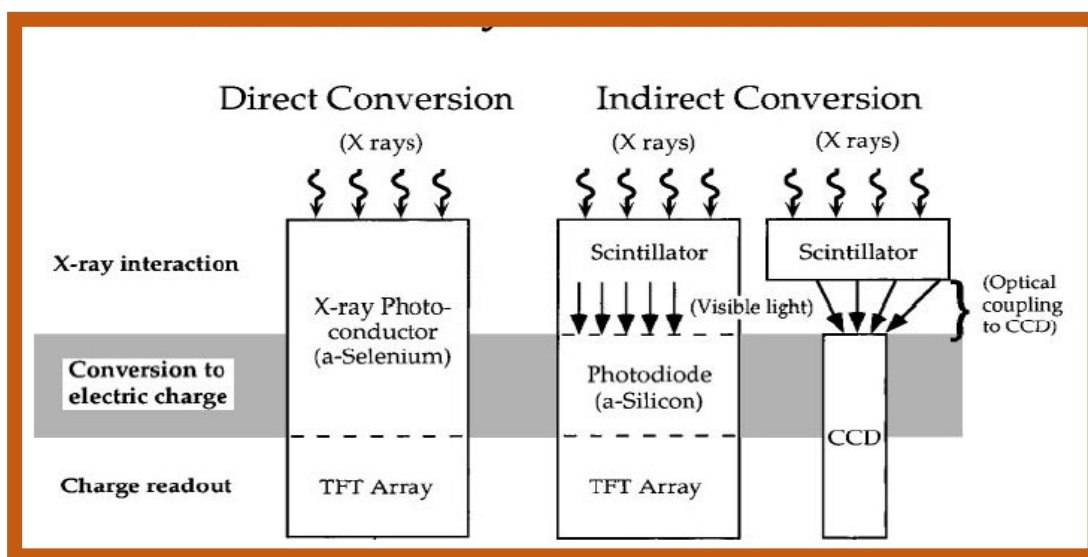
Existem algumas vantagens do “*flat panel*” com relação ao intensificador de imagem, como o contraste, ampla faixa dinâmica, imagens sem distorção e menos borradas, alta sensibilidade aos raios X. Uma opção disponível nos equipamentos com *flat panel* é a possibilidade de capturar imagens a partir de uma sequência fluoroscópica, evitando assim o aumento da técnica para a obtenção de uma imagem radiográfica, como é o caso nos intensificadores (“*spot film*”). Esta ferramenta possibilita a redução da dose de radiação ao se processar a imagem. A técnica chamada “*road mapping*”, um modo digital que mostra a imagem na tela mais recente e serve como guia de cateter, reduzindo a necessidade de exposição contínua de raios X do paciente.

A aquisição digital de dados obtidos pela fluoroscopia, permite inúmeras técnicas de processamento de imagem eficazes para um diagnóstico certo e preciso. Um exemplo é o congelamento de imagem, mas existem ainda: processamento de escalas de cinzas, utilizadas como informações médicas e distinguindo diversos tipos de tecidos; média temporal de imagens; intensificação de bordas para melhorar o borramento; subtração digital de imagens em tempo real (Figura 2.6) como arteriografia por subtração digital; assim como a possibilidade de medição de vasos sanguíneos, espessura, volumes e outras medidas.



**Figura 2.6** – Subtração de imagem: A é a imagem usada como máscara e B é a imagem subtraída [17].

O processo de digitalização pode ser dado por dispositivo de carga acoplada (CCD), ou por captura direta de raios X tipo “*flat panel*” que possuem dois modos: diretos e indiretos; baseado em arranjos de fotodiodos de silício amorfos e finos transistores (TFT) combinados com cintiladores de Iodeto de Césio (Figura 2.7).



**Figura 2.7** – Esquema dos diferentes processos de digitalização.

Na (Figura 2.8), apresenta-se um moderno aparelho de fluoroscopia digital com dois detectores “*flat panel*” com a possibilidade de fazer reconstrução 3D.



**Figura 2.8** – Aparelho Siemens Axiom Artis dB [19].

Geralmente um aparelho de fluoroscopia, trabalha com faixas de tensões de pico entre 50 e 125 kVp, controle automático de exposição e mecanismo de congelamento da última imagem. O equipamento dispõe de vários modos de magnificação, cada procedimento pode ser escolhido satisfazendo a necessidade do procedimento.

Existem dois modos de imagem, fluoro e aquisição digital (cine). No modo fluoro a radiação pode ser emitida com diferentes taxas, geralmente denominadas “*low*”, “*normal*” e “*high*” ou baixa taxa e alta taxa ou fluoro- e fluoro+, etc. No modo de alta taxa, dever-se-ia acionar um alarme sonoro durante a emissão da radiação, devido à alta dose de radiação. Tanto no modo fluoro como no modo cine a frequência de pulsos de radiação pode ser variável, por exemplo: 7,5, 15, 30 imagens por segundo. No modo fluoro, a imagem é emitida em tempo real; no modo cine, a imagem adquirida fica armazenada na memória do sistema.

## **2.6. Grandezas dosimétricas de interesse**

O propósito da dosimetria de pacientes é determinar as grandezas dosimétricas para o estabelecimento e o uso de níveis de referência e para avaliação de risco comparativo.

### **2.6.1 Dose Absorvida**



A dose absorvida é uma grandeza relevante para todos os tipos de campo de radiação ionizante, se diretamente ou indiretamente ionizada, bem como para qualquer fonte de radiação ionizante distribuída dentro do meio de absorvedor.

A dose absorvida  $D$  está bem definida em termos da quantidade estocástica *energia transmitida*  $\varepsilon$ . Sendo definida para qualquer ponto  $P$  em um volume  $V$  como mostra a equação 2.1:

$$D = d\varepsilon / dm \quad (2.1)$$

onde  $\varepsilon$  é o valor esperado da energia transmitida por  $dm$  unidade de massa.

A dose absorvida é expressa em unidades de erg/g, rad ou J/Kg. A última unidade é também chamada de Gray, em homenagem a L. H. Gray, um pioneiro na física das radiações.

### 2.6.2 Kerma

Esta grandeza não estocástica é relevante apenas para medidas indiretas dos campos de radiação ionizante (fótons ou nêutrons). O kerma ( $K$ ), pode ser definido em termos das quantidades estocásticas relacionadas: energia transferida ( $E_{TR}$ ) e energia radiante  $R$ . A energia transferida em um volume  $V$  é apresentada na equação 2.2 [20]:

$$E_{TR} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nom} + \Sigma Q \quad (2.2)$$

onde:

$(R_{in})_u$  = energia radiante das partículas não carregadas que entram no volume  $V$ ,

$(R_{out})_u^{nom}$  = energia radiante das partículas não carregadas que deixam o volume  $V$ , *exceto* as partículas que se originaram das perdas radioativas de energia cinética por partículas carregadas em um volume  $V$ , e

$\Sigma Q$  = energia líquida derivada da massa em repouso no volume  $V$  ( $m \rightarrow E$  positiva,  $E \rightarrow m$  negativa).

Por perdas radioativas, isto é, pela transferência da energia cinética das partículas carregadas para os fótons, que através da produção de raios X por *bremstrahlung* ou pela aniquilação de pósitrons. Neste último caso, apenas a energia cinética contida nos pósitrons, no instante de aniquilação (que é levada pelos fótons resultantes, juntamente com a energia de 1,022 Mev da massa de repouso), está classificada como perda radioativa de energia.

Sobre as considerações da equação 2.2, será visto que a energia transferida é apenas a energia cinética recebida por partículas carregadas no específico volume limitado por  $V$ , independentemente de onde ou como eles gastam esta energia. No entanto qualquer energia cinética passada de uma partícula carregada para outra não é contada na  $E_{TR}$ , tal como definido.

Pode-se agora definir o kerma ( $K$ ) no ponto de interesse  $P$  em um volume  $V$ , como mostra a equação 2.3 [20]:

$$K = \frac{d(E_{tr})_e}{dm} = \frac{dE}{dm} \quad (2.3)$$

onde,  $(E_{tr})_e$  é o valor esperado da energia transferida no volume  $V$  durante algum intervalo de tempo,  $d(E_{tr})_e$ , é o diferencial para o volume infinitesimal  $dv$  no interior do ponto  $P$ , e  $dm$  é a massa infinitesimal no volume infinitesimal  $dv$ .

Assim, o kerma é o valor esperado da energia transferida para partículas carregadas por unidade de massa em um ponto de interesse, incluindo a perda de energia e excluindo a energia transferida de uma partícula carregada para outra.

O valor médio do kerma total em um volume contendo uma massa  $m$  é simplesmente o valor esperado da energia transferida dividida pela massa.

O kerma pode ser expresso na unidade J/kg, onde J/kg=Gy.

### 2.6.3 Taxa de kerma

A taxa de kerma em um ponto  $P$  e em um intervalo de tempo  $t$  é dada pela equação 2.3 [20]:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} = \frac{d}{dt} \left( \frac{dE_{tr}}{dm} \right) \quad (2.4)$$

Em unidades de J/Kg.s, ou Gy/s.

### 2.6.4 Kerma no ar de entrada na superfície

O kerma no ar é um ponto em um plano correspondente à entrada da superfície de um determinado objeto ou no caso o corpo de uma pessoa ou um *fantom*. Incluindo a radiação incidente sobre o objeto e a radiação espalhada.

### 2.6.5 Produto kerma no ar-área

O produto kerma-área,  $P_{KA}$ , de um feixe de raios X é definido como a integral de superfície do kerma de colisão no ar livre no ar ( $K_{c,ar}$ ) sobre toda a área do feixe ( $A_E$ ) em um plano de referência perpendicular ao eixo do feixe (Equação 3.2) [15]:

$$P_{KA} = \iint_{A_E} K_{c,ar}(x,y) dx dy \quad (2.5)$$

A unidade no Sistema Internacional (SI), para o  $P_{KA}$  é  $J \cdot kg^{-1} \cdot m^2$  ou  $Gy \cdot m^2$ , no entanto, é comum expressar esta unidade de forma a apresentar mais algarismos significativos, por exemplo,  $mGy \cdot cm^2$  é a unidade mais comum para as medições do  $P_{KA}$ .

Para que a definição e o conceito apresentados sejam válidos, é necessário que a área de integração e a área sensível de medição da câmara sejam grandes o suficiente para cobrir todo o feixe de raios X, incluindo as regiões de penumbra. No caso real, as radiações extras focais e dispersas, e a atenuação do feixe no ar e na mesa onde o paciente fica deitado durante o procedimento afetam o valor do produto kerma-área. A praticidade no uso desta grandeza baseia-se no fato de que em condições ideais, (não considerando a atenuação do ar) a dose (kerma), que é inversamente proporcional ao quadrado da distância da fonte, e a área, que é diretamente proporcional ao quadrado da distância da fonte, garantem que o  $P_{KA}$  permaneça constante independentemente da distância a partir da fonte.

### 2.7 Efeitos estocásticos e reações tissulares nocivas

A maioria das práticas com radiação ionizante, envolve fótons oriundos de fontes de radiação gama ou geradores de raios X, como as de radiodiagnóstico, radioterapia, radiação industrial e medida de densidade e nível. Os feixes utilizados em fluoroscopia, são de média intensidade, quando comparados com os demais, pois atingem a alguns mGy/min. Como comparação, a radiação natural que o homem recebe é cerca de 1 mGy anualmente.

O processo de ionização pode alterar os átomos e a estrutura que compõe a molécula, se essas moléculas compõem uma célula, esta pode sofrer danos diretos e indiretos. Os efeitos da radiação dependem da dose, da taxa de dose, fracionamento,

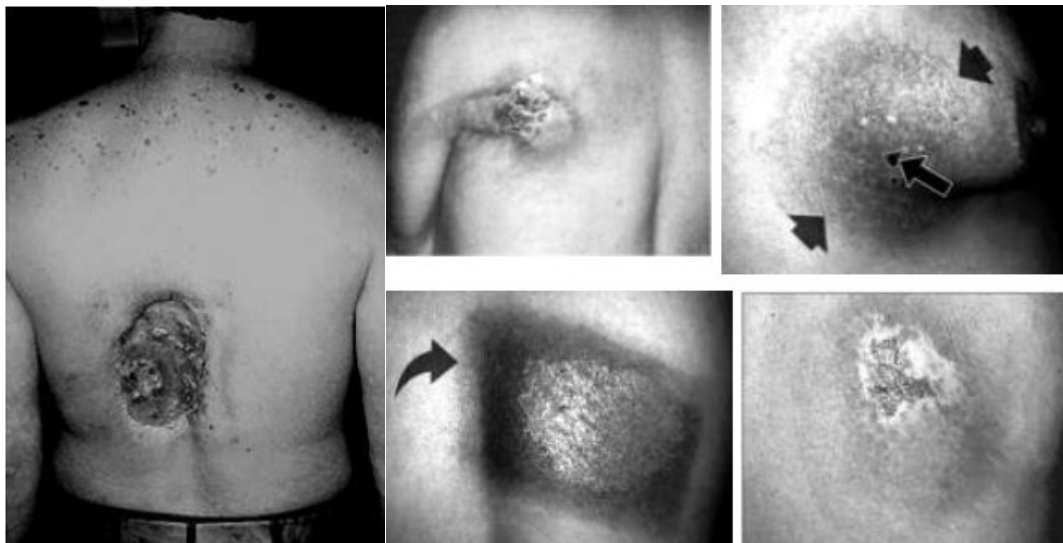
do tipo de irradiação e o tipo de célula, resultando em sua alteração ou morte celular; os danos mais importantes estão relacionados com o dano ao DNA celular.

Em fluoroscopia, podem ocorrer os efeitos estocásticos e determinísticos. Os efeitos estocásticos são probabilísticos, não existe um limiar de dose, são cancerígenos e a probabilidade de ocorrência é em função da dose, aumentando de acordo com a elevação da mesma. Para as reações tissulares nocivas (efeitos determinísticos), provocadas por irradiação total ou localizada em um tecido causando um grau de morte celular, essa morte é ocasionada porque não há possibilidade de reposição ou reparo, com funcionamento de tecido ou órgão prejudicado e severamente detectável, aumentando com a dose de radiação a partir de um limiar. As reações tissulares nocivas são provocadas quando se ultrapassa esse limiar. Na Tabela 1 são apresentados os limiares de dose averiguadas na pele de pacientes submetidos aos procedimentos de fluoroscopia.

**Tabela 2.1** - Limiar para ocorrência de reações tissulares nocivas [6].

<b>Efeito</b>	<b>Limiar aproximado de dose [Gy]</b>	<b>Tempo de aparição do efeito</b>
Eritema imediato transiente	2	2-24 horas
Depilação temporária	3	Aproximadamente 3 semanas
Depilação permanente	7	Aproximadamente 3 semanas
Escamação seca	14	Aproximadamente 4 semanas
Escamação úmida	18	Aproximadamente 4 semanas
Ulceração secundária	24	> 6 semanas
Eritema tardio	15	8-10 semanas
Necrose dérmica isquêmica	18	> 10 semanas
Necrose dérmica	> 12	> 52 semanas

Na (Figura 2.9) são apresentados exemplos de reações tissulares provocadas por procedimentos de fluoroscopia.

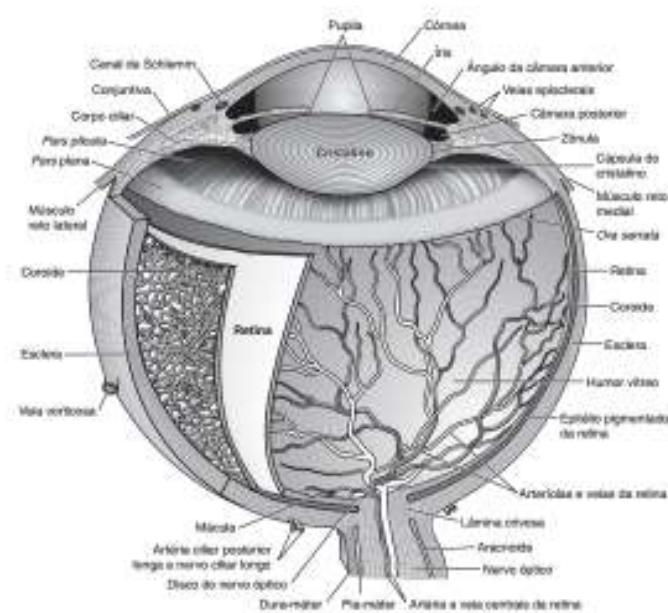


**Figura 2.9** – Casos de reações tissulares nocivas [6], [21].

A probabilidade do aparecimento destas reações tissulares nocivas é um fato, mas considera-se anormais dentro da prática intervencionista. A aplicação de mecanismos de proteção radiológica é uma ferramenta imprescindível para que casos como esses sejam evitados. Boas práticas de treinamento, além do uso adequado dos equipamentos reduz significativamente essa probabilidade existente. Uma boa maneira de prevenção é monitorar e quantificar o aparecimento desses efeitos, mediante a dosimetria do paciente e o registro das doses.

## **2.8 O olho humano e o cristalino**

O globo ocular em adultos normais, é em geral, esférico e possui um diâmetro anteroposterior em média de 24,2 mm, Figura 3.0. O cristalino é uma estrutura biconvexa, avascular, incolor e quase completamente transparente, com cerca de 4 mm de espessura e 9 mm de diâmetro, suspensa atrás da íris pela zônula, que o conecta ao corpo ciliar. Anterior ao cristalino está o humor aquoso; posterior a ele, o vítreo. A cápsula do cristalino é uma membrana semipermeável (ligeiramente mais permeável que uma parede capilar), que permite a passagem de água e eletrólitos. [22].



**Figura 3.1** - Estruturas internas do olho humano [22].

Um epitélio subcapsular está presente em sua parte anterior. O núcleo do cristalino é mais duro que o córtex. O núcleo e o córtex são constituídos por lamelas concêntricas longas. Com a idade, as fibras lamelares subepiteliais são produzidas de maneira contínua, de modo que o cristalino se torna gradualmente maior e menos elástico no decorrer da vida causando opacidades e catarata.

Tem sido comprovado que a radiação pode induzir opacidades no cristalino e até catarata. Alguns estudos sobre estes efeitos têm sido publicados, demonstrando a importância do uso adequado de dispositivos de proteção contra a radiação dos olhos quando se usa raios X [23, 25].

### **2.8.1 Estudos sobre a interação da radiação com o cristalino**

Estudos de cataratas em sobreviventes de bombas atômicas, tecnólogos, pacientes com radioterapia e trabalhadores de Chernobyl descobriram que cataratas podem ocorrer em doses muito inferiores aos limiares de dose previamente estabelecidos e sem um limite de dose. Devido a essas evidências a ICRP [24] reduziu o valor do limiar de dose para cataratas para 0,5 Sv e o limite anual de dose equivalente de 150 mSv por ano para 20 mSv por ano. Devido a que a probabilidade de indução de

catarata aumenta com a exposição e pode não haver um limiar de dose, a catarata é agora considerada um efeito estocástico [25].

O estudo *Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose* (RELID) foi iniciado em 2008 para avaliar a dose ocupacional do cristalino e lesões associadas a radiação [25]. O efeito da radiação no cristalino é caracterizado pelas lesões subcapsulares posteriores (PSC). Os grupos de estudo do RELID incluíram cardiologistas intervencionistas, pessoal intervencionista (*staff*) e pessoas não expostas. As doses anuais do cristalino foram estimadas e os olhos foram examinados quanto à presença de Opacidade Subcapsular Posterior (PSOs). O teste RELID revelou associação entre PSOs e exposição à radiação: 38 a 53% dos cardiologistas intervencionistas e 21-45% do *staff* tinham PSOs detectáveis [26].

Alguns estudos epidemiológicos, foram publicados mostrando o risco da catarata em cardiologia intervencionista, como o de Junk et al. Seu relatório foi composto por 59 participantes voluntários (radiologistas e cardiologistas) e observaram que 37,3% apresentaram pequenas opacidades semelhantes a pontos nas regiões subcapsulares posteriores do cristalino, com sinais iniciais de dano da radiação e 8% tiveram a catarata como diagnóstico. Isso foi confirmado por um relatório recente, em 54 cardiologistas, 69 enfermeiros e técnicos, com alteração no cristalino encontrada em 50% dos cardiologistas intervencionistas e 41% de enfermeiros e técnicos, em relação a <10% do grupo controle [26].

O estudo epidemiológico *Occupational Cataracts and Lens Opacities in Interventional Cardiology* (O'CLOC) teve como objetivo testar o risco de catarata induzida pela radiação em intervenções cardiológicas em comparação com um grupo de controle de cardiologistas não expostos. A pesquisa avaliou 106 intervencionistas e 99 trabalhadores não expostos. Esse estudo apresentou um aumento significativo de risco de catarata: 18% dos cardiologistas intervencionistas e 5% do grupo controle ( $P<0,05$ ). Em relação à dose acumulada no cristalino, 29% dos intervencionistas e 20% dos eletrofisiologistas tiveram dose acumulada superior a 500 mSv. De acordo com o limite revisado de dose ocular da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP), mais de 25% desses cardiologistas, já correm o risco de desenvolvimento de catarata [27].

O grupo *Optimization of Radiation protection for MEDical staff* (ORAMED) estudou a dose recebida pelos operadores em algumas práticas selecionadas de diagnóstico e radiologia intervencionista e procedimento de Medicina Nuclear. Como resultado, foram observadas maiores doses durante procedimentos de embolização e

quanto maior a carga de trabalho e a complexidade do procedimento, as doses anuais do cristalino podem ser muito elevadas ou ainda ultrapassar o limite [27].

## **2.9 O controle de qualidade em radiologia intervencionista**

A radiologia intervencionista é a única área do uso dos raios X na medicina com elevado potencial de indução de efeitos determinísticos e maiores riscos de efeitos estocásticos. Devido a essa possibilidade, faz-se necessário o programa de controle de qualidade e a gestão de doses, estabelecendo procedimentos de monitoração contínuos e periódicos, objetivando uma resposta diagnóstica mais adequada e a redução de doses, que são elevadas se comparadas com os procedimentos convencionais com raios X. Para otimizar as doses e evitar possíveis danos provocados pela radiação, o equipamento em geral, deve ser monitorado, caracterizado e controlado. Para isso, são elaborados requisitos básicos e obrigatórios, como as recomendações da ICRP (Comissão Internacional de Proteção Radiológica), que fornece os princípios que baseiam a proteção radiológica.

Normalmente, as normas internacionais são elaboradas apoiando-se em documentos produzidos pelo Comitê Científico das Nações Unidas sobre os efeitos da radiação atômica (UNSCEAR) e a (ICRP).

Atualmente no Brasil, o programa de controle de qualidade, é baseado na Portaria 453/98 e ANVISA. Porém, são documentos que precisam ser atualizados devido à rápida evolução dos equipamentos, fazendo necessário utilizar outros documentos internacionais, pois os programas de controle de qualidade de um equipamento convencional não são suficientes para suprir a necessidade e precisão de um equipamento de fluoroscopia.

O controle de qualidade é fundamental para o bom funcionamento de qualquer setor de hemodinâmica, tanto para a proteção de pacientes e profissionais quanto para a conservação do equipamento de raios X. Através do controle de qualidade, falhas do funcionamento são detectáveis antes que seja necessária uma intervenção[11].

A caracterização de um equipamento intervencionista compreende uma grande variedade de testes que devem ser realizados com diferentes periodicidades.

- Avaliações mínimas do sistema tubo de raios X-gerador são:

a) Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo (kVp): a kVp é o valor máximo da tensão aplicada entre catodo e anodo. Está relacionado ao contraste da imagem;



quanto maior o kVp, menores os níveis de contraste. O teste consiste em avaliar se o valor nominal apresentado no painel de comando do equipamento é o efetivamente aplicado ao tubo. Mede-se com um instrumento específico para tal fim.

b) Reprodutibilidade e linearidade do rendimento do tubo: É produzida pelo tubo de raios X uma quantidade específica de radiação por unidade de corrente e tempo, dado em mAs, que varia com a filtração, corrente e tensão. O rendimento define-se como a relação entre a quantidade de radiação emitida pelo tubo e o mAs, a 80 kVp e a uma distância de 100 cm.

c) Camada semirredutora: descreve a habilidade de penetração ou qualidade do feixe de raios X. Permite estimar o valor da filtração total do equipamento. A camada semirredutora muda caso haja deposição do material do alvo na janela do tubo.

- Parâmetros dosimétricos, relacionados ao paciente: Os mais importantes que deveriam ser medidos são: taxa de kerma de entrada na superfície, máxima taxa de kerma de entrada na superfície e dose/imagem na entrada da superfície. São utilizadas placas de PMMA para simular a presença de um paciente, a câmara de ionização é colocada sobre a mesa de exames, para medir a taxa de kerma de entrada e entre as placas é colocado um objeto de teste para avaliar a qualidade da imagem. As medições são repetidas para espessuras maiores de PMMA, podendo assim caracterizar o desempenho do equipamento em diferentes condições de funcionamento [11].

- Medidas geométricas: são importantes: mínima distância foco-pele, sistema de colimação, coincidência do campo de raios X e o receptor de imagem, tamanho do campo de entrada do sistema de detecção de imagem, distorção geométrica e distorção tipo S. Os aspectos mais relevantes da qualidade da imagem que devem ser avaliados são o limite de resolução espacial de alto contraste e o limiar de sensibilidade a baixo contraste (avaliação do ruído). Para estas avaliações são utilizados objetos de teste específicos para tais fins [11]. A resolução espacial é a habilidade do sistema em distinguir estruturas distintas e adjacentes que podem ser visualizadas separadamente numa imagem. A resolução de alto contraste representa a capacidade de um sistema de mostrar fielmente imagens com grandes variações de intensidades e a resolução de baixo contraste, representa a capacidade de um sistema de apresentar detalhes com pequenas variações de intensidades.

- O produto kerma-área ( $P_{KA}$ ) é a grandeza mais adequada para medir o grau de exposição do paciente e para expressar os níveis de referência em intervencionismo. Em primeiro lugar porque a medida do  $P_{KA}$  é mais fácil e prática, visto que o exame é inteiramente registrado (em termos de exposição do paciente), há pouca interferência

na realização do exame e não há necessidade de incomodar o paciente nem o médico com as medições. Em segundo lugar, o  $P_{KA}$  é uma grandeza mais relacionada com o risco de indução de efeitos estocásticos, porque considera, além da dose, a área irradiada (relacionada com o volume de tecido e os órgãos irradiados). Uma câmara de ionização de transmissão, de placas paralelas com área suficiente para abranger o feixe de raios X, é colocada à saída do feixe após o colimador para monitorar a exposição total do paciente. A câmara é transparente à luz visível e sua resposta é proporcional à quantidade total de energia dirigida ao paciente durante a realização do procedimento. A intensidade do feixe em um certo ponto da câmara de ionização é a quantidade de energia por segundo, que flui através da unidade de área de um plano perpendicular ao eixo do feixe. Se a intensidade é integrada sobre a área do feixe de raios X e durante o tempo de irradiação, obtém-se o produto kerma-área. Já que a medida da quantidade de radiação pode ser feita às expensas da energia absorvida no detector, a medida do  $P_{KA}$  está diretamente relacionada com a energia absorvida pelo paciente, desprezando a atenuação do ar e considerando os correspondentes fatores de retroespalhamento [11].

Para o conjunto (câmara de ionização de transmissão+eletrômetro) é necessário calcular um fator de correção, devido a que a câmara é calibrada em uma condição particular pelo fabricante e utilizada em outra condição no equipamento de raios X. Este procedimento consiste na estimativa do verdadeiro valor do  $P_{KA}$  a partir da medida do kerma no ar, usando uma câmara de ionização de referência, e da medida da área irradiada em um filme exposto à mesma distância que a câmara. O produto desses valores medidos separadamente (kerma em cGy e área em cm<sup>2</sup>) é comparado à leitura fornecida pelo medidor de  $P_{KA}$  (cGy.cm<sup>2</sup>). A partir desta comparação, um fator de correção pode ser calculado. Posteriormente, todas as medições de  $P_{KA}$  realizadas durante procedimentos com pacientes deverão ser multiplicadas pelo fator de correção encontrado.

Existem alguns protocolos internacionais recomendando testes para equipamento intervencionistas [protocolo espanhol, AAPM] e Regulamentos nacionais como a Portaria 453/98 [2] e o Guia de Procedimentos estabelecido pela Resolução 64/2003 da ANVISA [28]. No entanto, observa-se que, de modo geral, não são rotineiramente aplicados nos Serviços de intervencionismo. O projeto BRA 9056/12 [29], desenvolveu um guia específico com o objetivo de preencher essa necessidade.

O guia descreve ações básicas que o físico médico pode se apoiar no serviço de hemodinâmica. Engloba também a importância de quantificar a exposição de pacientes e profissionais. Nele contém formulários precisos e práticos e planilhas para

coleta padronizada de dados e aspectos da proteção radiológica. O guia foi desenvolvido com a colaboração de profissionais pesquisadores que sentiram a necessidade de obter um Manual de Boas Práticas e um protocolo de Controle de Qualidade para a radiologia intervencionista aplicável à realidade do nosso país e recursos humanos disponíveis em física médica de radiodiagnóstico.

## 3 MATERIAIS E MÉTODOS

---

### 3.1 Caracterização do aparelho de fluoroscopia

Para realizar um diagnóstico de desempenho do equipamento de fluoroscopia, este trabalho foi apoiado no “*Guia para a caracterização de equipamentos radiológicos utilizados em Cardiologia Intervencionista e avaliação da exposição de pacientes e profissionais*” [29]. Foram utilizadas nove planilhas para anotar e organizar os dados para a caracterização.

Os testes de estabilidade (ou constância), imprescindíveis para a caracterização do aparelho, verificam os parâmetros de funcionamento do equipamento no decorrer da sua utilização e seus resultados devem ser comparados com os testes de comissionamento.

A frequência dos testes deve ser definida por um físico médico. Ele levará em consideração muitos aspectos, como: condições de instalação do equipamento de fluoroscopia, o tempo de uso, os procedimentos que são realizados mensalmente, pois uma embolização difere bastante de um cateterismo; o grau de treinamento da equipe, a manutenção e sua periodicidade.

Os testes de estabilidade foram aplicados em um equipamento de fluoroscopia de um Hospital que trabalha com neurorradiologia localizado na cidade do Rio de Janeiro. Neste trabalho, a caracterização do serviço e do equipamento de fluoroscopia foi realizada com os seguintes testes e identificações:

- ✓ Identificação do local e do equipamento radiológico avaliado.
- ✓ Taxa de kerma no ar na superfície de entrada.
- ✓ Avaliação da colimação do campo em fluoroscopia.
- ✓ Calibração do medidor de produto kerma-área ( $P_{KA}$ ).
- ✓ Rendimento do tubo de raios X.
- ✓ Camada semirredutora.
- ✓ Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X.
- ✓ Aspectos de proteção radiológica.

### 3.2 Identificação do local e do equipamento radiológico avaliado

Antes de se iniciar a coleta dos dados deste trabalho, foi necessário realizar um estágio observatório para familiarização com a rotina dos médicos, enfermeiros,

técnicos de enfermagem, técnicos em radiologia, funcionamento do aparelho de fluoroscopia, tipos de procedimentos e linguagem médica específica da radiologia intervencionista. Este estágio foi fundamental para a inserção no contexto a ser estudado, possibilitando assim uma maior facilidade para o registro das informações.

Para se caracterizar o Serviço, foram documentados alguns dados, tais como: nome da instituição, endereço completo, médico coordenador do serviço e dados dos executores dos testes de caracterização. Com respeito ao equipamento de fluoroscopia foram coletadas as seguintes informações: O equipamento é da marca Siemens, gerador modelo Cat Plus 125/20/40/80-122GW. Número de Série: 10144184, os modos de magnificação do equipamento são 11, 16, 22, 32, 42 e 48; sendo o mais utilizado, o 22. Os dois monitores externos são da marca Philips, não foram visualizados os números de série de cada um deles.

### **3.3 Taxa de kerma no ar na superfície de entrada e qualidade da imagem**

A taxa de kerma no ar na superfície de entrada é um dos parâmetros de caracterização do aparelho de raios X, sendo anual a periodicidade mínima recomendada para a realização deste teste.

Neste trabalho foram utilizados os seguintes materiais para a realização destes testes:

- ✓ Eletômetro RadCal Accu-Dose, modelo 2186, número de série 27-0435.
- ✓ Câmara de ionização 60cc RadCal Accu-Dose, número de série 07-0576.
- ✓ Placas de polimetilmetacrilato (PMMA) compondo diferentes espessuras (10, 20 e 30 cm).
- ✓ Objeto de Leeds TOR 18FG para testar resolução de alto e baixo contraste.
- ✓ Trena.
- ✓ Fita adesiva.
- ✓ Calculadora.

Antes de iniciar os testes, para evitar qualquer tipo de acidente ou danos no colchonete, o mesmo foi retirado da mesa de procedimentos onde o paciente fica deitado na posição supina. Em seguida, o arco em C do equipamento de raios X foi posicionado na projeção AP (anteroposterior), ou seja, a 0°. Sobre a mesa de procedimentos foram colocados espaçadores de aproximadamente 3 cm de altura. A Figura 3.1 apresenta o arranjo experimental para os testes de taxa de kerma no ar de entrada na superfície e qualidade da imagem.



**Figura 3.2** - Arranjo experimental para os testes de taxa de kerma no ar de entrada na superfície e qualidade da imagem.

Logo após, sobre esses espaçadores, foi colocada uma lâmina de PMMA de 5 cm de espessura, que tinha na sua parte inferior uma câmara de ionização centralizada, de modo que coubesse no campo de irradiação, e colada com fita adesiva. Continuando a construção do *setup* experimental, foram colocados mais espaçadores de 3 cm de altura sobre o bloco de PMMA. Agora, sobre o segundo grupo de espaçadores foi colocado mais um bloco de PMMA de 5 cm de espessura que tinha na sua parte inferior o objeto de teste de Leeds TOR 18FG, centralizado e colado com uma fita adesiva (espessura total simulando um paciente de 10 cm). Esses espaçadores foram essenciais para evitar danificar os dispositivos (câmara de ionização e objeto de teste), pois essas placas de PMMA são pesadas e rígidas.

Uma vez montado o arranjo experimental, tal como apresentado na Figura 3.1, foram acrescentados ao *setup* blocos de PMMA. Um bloco de PMMA sob o primeiro bloco (inferior) e outro sobre o segundo bloco (superior). Dessa forma, considerando que o objeto de teste de Leeds estava posicionado no isocentro do arco em C, tinha-se, portanto, 10 cm de PMMA abaixo do objeto e também 10 cm acima dele (espessura total simulando um paciente de 20 cm). Posteriormente, ainda foram acrescentados mais dois blocos de PMMA, tal como descrito anteriormente, de modo que se obtivesse 15 cm PMMA tanto acima quanto abaixo do objeto de teste de Leeds (espessura total simulando um paciente de 30 cm).

As distâncias e posicionamento dos dispositivos utilizados neste trabalho estão apresentados na Tabela 3.1.

**Tabela 3.1** - Medidas das distâncias e posicionamento dos objetos.

DISTÂNCIAS (cm)	ESPESSURA DE PMMA		
	10 cm	20 cm	30 cm
<b>Paciente-Receptor</b>	5	5	5
<b>Ponto Focal-Receptor</b>	94	100	104
<b>Ponto Focal-Câmara de Ionização</b>	79	69	64
<b>Isocentro-Chão</b>	99,5	99,5	99,5
<b>Observador-Monitor de dentro da sala</b>	140	140	140
<b>Observador-Monitor de fora da sala</b>	50	50	50

Para realizar as medidas experimentais, foi utilizado o protocolo NEURO do equipamento de fluoroscopia, conforme apresentado na Figura 3.2. Para as espessuras de 10, 20 e 30 cm de PMMA foi medida a taxa de kerma na superfície de entrada e corrigida pelo fator de correção da câmara de ionização (FC) e anotados os valores de tensão e corrente, para as frequências 15 e 10 f/s, magnificações 22 e 32 e modos fluoroscópicos low, normal, high e cine, conforme apresentado na Tabela 3.2.

Para se avaliar a qualidade da imagem, utilizando o objeto de teste de Leeds, a sala de procedimentos e a sala de comandos foram preparadas de acordo com a sua iluminação habitual e sem alterar a geometria da mesma. Para análise de resolução de alto e baixo contraste, a contagem de grupos de pares de linhas e o número de círculos (Figura 3.3), foi analisada por mais de uma pessoa, entrando num consenso para evitar possíveis discrepâncias visuais. Foram anotados os valores de resolução espacial (lp/mm) e de resolução de baixo contraste (%) medidos nos monitores de dentro e fora da sala de procedimentos, inclusive suas distâncias em relação ao observador. Esses testes foram realizados para diferentes espessuras de PMMA, observando a imagem em tempo real (durante a irradiação). O manual do objeto TOR 18FG proporciona uma tabela para conversão de número de grupos de pares de linhas e número de círculos visualizados na imagem para resolução espacial e de baixo contraste.

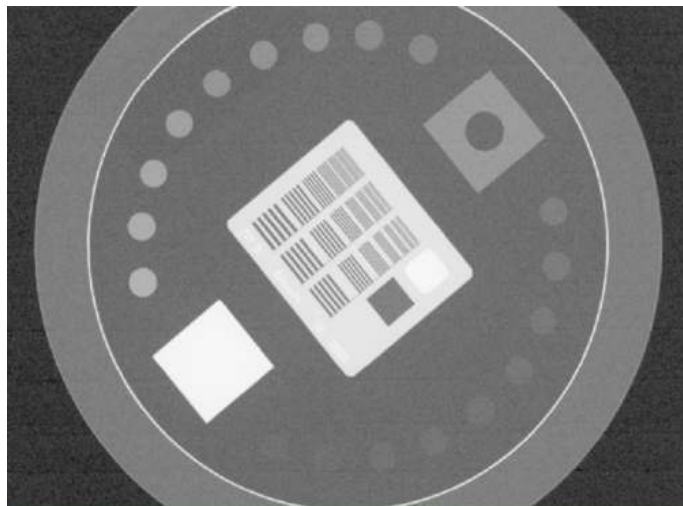


**Figura 3.3** - Protocolo utilizado selecionado no monitor do equipamento.

**Tabela 3.2** – Parâmetros para medida da taxa de kerma na superfície de entrada (PMMA).

PARÂMETROS			
ESPESSURA PMMA (cm)	FPS	MAGNIFICAÇÃO	MODOS
10	15	22	LOW
			NORMAL
			HIGH
			CINE
	10	32	NORMAL
		32	CINE
20	15	22	LOW
			NORMAL
			HIGH
			CINE
	10	32	NORMAL
		32	CINE
30	15	22	LOW
			NORMAL
			HIGH
			CINE
	10	32	NORMAL
		32	CINE





**Figura 3.4** –Imagem do objeto de Leeds utilizado para avaliar a qualidade da imagem.

Adicionalmente, foram registrados os valores da filtração adicional inserida automaticamente pelo equipamento para as diferentes espessuras de PMMA com as que se trabalhou (Tabela 3.3). O registro deste parâmetro tem a finalidade de possibilitar a repetibilidade do experimento posteriormente.

**Tabela 3.3** – Filtração adicional automaticamente inserida durante as medições para magnificação de 32 e 22, em mm de cobre.

ESPESSURA PMMA (cm)	FILTRAÇÃO AUTOMATICAMENTE INSERIDA DURANTE AS MEDIÇÕES (mm Cu)		
	LOW	NORMAL	HIGH
10	0,90	0,60	0,30
20	0,90	0,60	0,30
30	0,99	0,20	0,20

### 3.4 Avaliação da colimação do campo em fluoroscopia

Este teste visa verificar se a área de abrangência do feixe de raios X na entrada do detector *flat panel* está contida apenas na área total do detector. Dessa forma, garante-se que a região exposta do paciente corresponda apenas com a região que aparece na imagem. Recomenda-se que este teste seja realizado anualmente.

Neste trabalho foram utilizados os seguintes materiais para a realização deste teste:

- ✓ Chassi.
- ✓ Filme radiográfico.
- ✓ Trena.

Foi posicionado um chassi com filme radiográfico na superfície do detector *flat panel*. Em seguida, no painel onde o técnico opera o equipamento de fluoroscopia, selecionou-se um campo de magnificação, o mais utilizado no setor (22 cm). O filme radiográfico foi sensibilizado, irradiando no modo fluoro. Posteriormente, o filme radiográfico foi revelado. Os parâmetros técnicos utilizados neste teste foram:

- Distância foco-*flat panel*: 116 cm.
- Tensão: 65 kVp.
- Corrente: 92,1 mA.

### 3.5 Calibração do medidor de produto kerma-área ( $P_{KA}$ )

A obtenção do fator de correção do produto kerma-área é um dos parâmetros de caracterização do aparelho de raios X. Recomenda-se que este teste seja realizado semestralmente. Para obtenção deste fator, foram utilizados os seguintes materiais:

- ✓ Eletômetro RadCal Accu-Dose, modelo 2186, série número 27-0435.
- ✓ Câmara de ionização RadCal Accu-Dose.
- ✓ Chassi.
- ✓ Filme radiográfico.
- ✓ Trena.
- ✓ Filtros de cobre com espessuras de 1, 2 e 3 mm.
- ✓ Fita adesiva.
- ✓ Calculadora.

O procedimento para obter o fator de correção consiste em medir separadamente o kerma no ar ( $mGy$ ) e a área irradiada ( $cm^2$ ). O produto do kerma no ar ( $mGy$ ) pela área irradiada ( $cm^2$ ) nos fornece o valor verdadeiro (calculado) do produto kerma-área ( $mGy.cm^2$ ) (Equação 3.1).

$$P_{KA(verdadeiro)} = K_{c,ar} \cdot \text{Área}_{irradiada} \quad (3.1)$$

Após ser determinado o valor verdadeiro do produto kerma-área, o fator de correção ( $f$ ) do medidor de  $P_{KA}$  é calculado pelo quociente entre o valor verdadeiro do produto kerma-área pelo valor registrado do produto kerma-área apresentado no painel digital do aparelho de fluoroscopia (medido). Assim o fator de correção é dado pela Equação 3.2:

$$f = \frac{P_{KA}(\text{verdadeiro})}{P_{KA}(\text{medido})} \quad (3.2)$$

Sempre que o valor do fator de correção for diferente de 1, faz-se necessário realizar a correção do valor do  $P_{KA}$ . A correção do  $P_{KA}$  é realizada multiplicando-se o valor do  $P_{KA}$  apresentado no monitor do aparelho de fluoroscopia pelo  $f$ .

Para medir o kerma no ar foi utilizada uma câmara de ionização com calibração rastreada a um padrão secundário acoplada a um eletrômetro. Este teste foi realizado levando-se em consideração a presença e a ausência da mesa de procedimentos. Para a coleta de dados, foi utilizada a Tabela 3.4. A medição sem a mesa, foi realizada para observação do quando a mesma atenua o feixe de raios X e também o espalhamento.

**Tabela 3.4** – Modelo para calcular o fator de correção do  $P_{KA}$ .

	Com a mesa	Sem a mesa
Área irradiada [cm <sup>2</sup> ]		
Kerma medido [mGy]		
$P_{KA}$ verdadeiro [mGy.cm <sup>2</sup> ]		
$P_{KA}$ nominal [mGy.cm <sup>2</sup> ]		
Fator de correção		

### 3.6 Rendimento do tubo de raios X

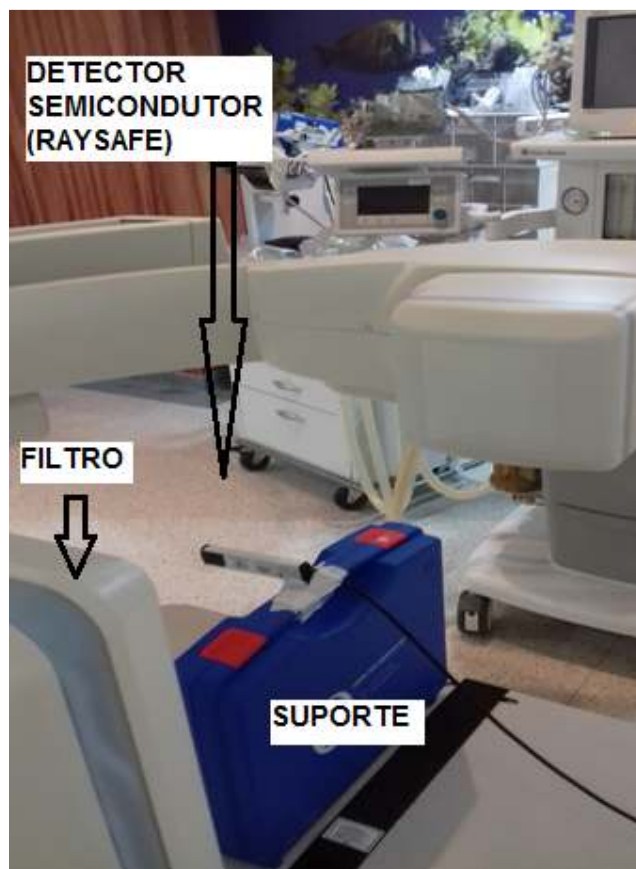
Valores alterados no rendimento do equipamento sugerem erros na calibração do gerador de raios X, um valor elevado tanto na tensão quanto na corrente. Se houver a retirada do filtro do tubo, também sugerirá erros. A frequência deste teste é anual.

Neste trabalho foram utilizados os seguintes materiais para a realização estes testes:

- ✓ Filtro de cobre de 1 mm de espessura.
- ✓ Detector semicondutor (Ray Safe).

- ✓ Trena.
- ✓ Fita adesiva.
- ✓ Suporte de 30 cm de altura, para melhor posicionar do detector de radiação.

Para a realização deste teste o arco em C do equipamento de fluoroscopia, foi posicionado na projeção oblíqua anterior direita 90° (perfil). Sobre a mesa de procedimentos foi colocado um suporte de 30 cm de altura. Sobre o suporte foi fixado, com fita adesiva, o detector de radiação, posicionado em paralelo ao centro do detector *flat panel* (Figura 3.4).



**Figura 3.5** – Arranjo experimental para medição do rendimento do tubo de raios X.

A distância foco-detector de radiação e foco-detector *flat panel*, foram respectivamente, 84,5 cm e 120 cm. Ambas as medidas foram mensuradas com uma trena.

Em seguida foi posicionado na entrada do detector *flat panel* o filtro de cobre, fixado com auxílio de uma fita adesiva. O motivo pelo qual foi utilizado um filtro de cobre

na entrada do detector *flat panel* foi para possibilitar o aumento nos valores de tensão. O feixe de raios X foi colimado de tal modo que o campo cobrisse a área sensível do detector. A magnificação escolhida foi de 22 cm, visto que é a mais utilizada do Serviço de hemodinâmica do Hospital estudado. O detector de radiação foi irradiado no modo fluoro e registrados os valores de kV, mA e taxa de kerma no ar à distância de 84,5 cm do foco.

Para calcular o rendimento, foi utilizado o valor da taxa de kerma no ar medido dividido pela corrente (Equação 3.3). Como no teste a taxa de kerma foi medida a uma distância foco-câmara de ionização igual a 84,5 cm, para expressar o rendimento a 100 cm foi necessário fazer a correção pelo inverso do quadrado da distância.

$$R = \frac{mGy/s}{mA} \cdot \left(\frac{84,5}{100}\right)^2 \quad (3.3)$$

### 3.7 Camada semirredutora

O teste da camada semirredutora (CSR), consiste em obter o valor da espessura de alumínio que é capaz de reduzir pela metade a intensidade de um feixe de raios X, em relação à intensidade inicial de um feixe, isto é, sem nenhum material atenuador. A periodicidade mínima que se recomenda para se realizar este teste é anual. Neste trabalho foram utilizados os seguintes materiais para a realização este teste:

- ✓ Filtros de alumínio com 1 e 2 mm de espessura.
- ✓ Detector semicondutor (RaySafe).
- ✓ Eletrômetro.
- ✓ Suporte com 30 cm de altura.
- ✓ Trena.
- ✓ Fita adesiva.

O arranjo experimental para a medição da camada semirredutora é o mesmo que o arranjo para o rendimento, retirando a lâmina de cobre da entrada do *flat panel* e substituindo por todas as lâminas de alumínio a serem utilizadas (6 mm Al). Colocando todas as lâminas de alumínio, garante-se a manutenção dos valores da tensão e corrente constantes.

Mediram-se as distâncias foco-detector de radiação e detector de radiação-receptor, respectivamente: 84,5 cm e 33 cm. Logo em seguida, foi selecionada a magnificação (22 cm) no painel de controle do equipamento de fluoroscopia. Primeiramente foi medido o valor da taxa de kerma no ar com todas as lâminas de

alumínio colocadas na entrada do flat panel ( $L_0$ ) com intuito de ter o valor inicial da intensidade do feixe sem filtração e registrando kV e mA. O modo de fluoroscopia foi selecionado no modo fluoro (10 f/s) para todas as espessuras. A seguir, as lâminas foram deslocadas, uma a uma, para a saída do tubo de raios X, medindo-se os valores de kerma no ar, kV e mA para cada caso.

A Equação 3.4 apresenta-se a expressão matemática para o cálculo da camada semirredutora. A Tabela 4.6 foi utilizada para fazer o registro das leituras obtidas para o cálculo da camada semirredutora.

$$CSR = \frac{x_b \ln\left(2 \frac{L_a}{L_b}\right) - x_a \ln\left(2 \frac{L_b}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)} \quad (3.4)$$

$L_0$  – média das leituras iniciais de exposição

$L_a$  – leitura de exposição imediatamente superior a  $L_0/2$

$L_b$  – leitura de exposição imediatamente inferior a  $L_0/2$

$x_a$  – espessura de alumínio correspondente à leitura  $L_a$

$x_b$  – espessura de alumínio correspondente à leitura  $L_b$

### 3.8 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X

É recomendado que a periodicidade mínima para a realização deste teste seja anual. Neste trabalho foram utilizados os seguintes materiais para a realização deste teste:

- ✓ Medidor de kVp, de leitura direta e calibrado
- ✓ Trena
- ✓ Nível de bolha

Para a realização deste teste, o medidor de kVp foi posicionado sobre a mesa de procedimentos alinhado com o tubo de raios X e voltado diretamente para o feixe, sendo a distância foco-medidor de 84,5 cm. Em seguida, ajustou-se o tamanho de campo para que o feixe de raios X cobrisse a área sensível do medidor de kVp. Os valores de kVp foram avaliados para os seguintes modos de fluoro:

- Normal, 10f/s, filtração adicional 0,6 mm Cu;
- Low, 7,5 f/s, filtração adicional 0,9 mm Cu;

- High, 15 f/s, filtração adicional 0,3 mm Cu.

Foram realizadas três exposições para cada situação anterior registrando o valor nominal indicado pelo equipamento e o valor medido pelo medidor de kVp.

Foi utilizada a Equação 3.5 para calcular a exatidão da tensão do tubo de raios X para cada tensão nominal. O desvio percentual entre os valores nominais e médios, para a exatidão do tubo de raios X deve estar dentro de mais ou menos 10%.

$$d(\%) = 100 \frac{kVp_{nom} - kVp_{médio}}{kVp_{nom}} \quad (3.5)$$

Para calcular a reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X foi utilizada a Equação 3.6, onde  $kVp_{min}$  e  $kVp_{máx}$  são, respectivamente, os valores mínimo e máximo de tensão obtidos durante a realização do teste. Neste teste, o resultado será satisfatório caso seja encontrado um desvio menor ou igual a 10%.

$$R(\%) = 100 \cdot \frac{kVp_{máx} - kVp_{min}}{(kVp_{máx} + kVp_{min})/2} \quad (3.6)$$

Ressalta-se que o medidor de kVp, deve fornecer uma exatidão de mais ou menos 1 kVp, com precisão de 0,5 kVp e incerteza inferior a 2%.

### 3.9 Aspectos de proteção radiológica

No Serviço estudado, o equipamento de fluoroscopia é dedicado a procedimentos cerebrais e o mesmo é submetido periodicamente aos testes de controle de qualidade. Mensalmente o Serviço realiza cerca de 55 procedimentos. A equipe médica é composta por médicos, técnicos em radiologia, enfermeira e técnico em enfermagem.

Foi utilizado um formulário específico para avaliar os aspectos de proteção radiológica, abrangendo informações sobre o equipamento, manutenções, registros de doses, se o Serviço dispõe dos elementos básicos para proteção e se os mesmos são utilizados pelos profissionais, assentamentos, etc.

### 3.10 Análise das doses no cristalino

Foi realizado um estudo para se calcular a radiação espalhada no cristalino da equipe médica, na posição onde tipicamente, a mesma permanece durante um

procedimento intervencionista. Para realizar esse experimento foram utilizados os seguintes materiais:

- ✓ Trena.
- ✓ Fita adesiva.
- ✓ Eletrômetro RadCal Accu-Dose, modelo 2186, série número 27-0435.
- ✓ 4 Suportes de solução fisiológica hospitalar.
- ✓ 4 dosímetros ativos do estado sólido RaySafe i2.
- ✓ Objeto com água para simulação do paciente e produzir espalhamento.

O tubo de raios X foi colocado na posição AP. Em seguida foram colocados sobre a mesa de procedimentos, objeto com água para simulação do paciente e produzir espalhamento. Depois foram posicionadas 4 hastes para solução fisiológica próximas à mesa de procedimentos, fixados nas posições típicas onde ficam os profissionais durante a realização de um procedimento (médico operador (1), médico auxiliar (2), técnico em radiologia (3) e médico anestesista ou enfermeira (4) (Figura 3.5). Logo após, como auxílio de uma trena, foi marcado em cada haste a distância de 1,65 m, tomando como referência o piso da sala (esta medida de 1,65 m é a distância média do piso aos olhos dos profissionais do Serviço estudado). Sobre a marca de 1,65 m de altura, em cada uma das quatro hastes, foi fixado um dosímetro ativo de estado sólido RaySafe i2 (Figura 3.6).



**Figura 3.6** – Arranjo experimental. Os círculos indicam a posição dos 4 dosímetros.





**Figura 3.7** – Vista ampliada do Dosímetro RaySafe i2 e posicionado na altura de 1,65 cm.

No cenário construído para a realização deste experimento, não foram considerados os elementos de proteção radiológica. A distância foco-paciente foi 61 cm e a distância do detector *flat panel* ao paciente foi de 8 cm. As distâncias de cada dosímetro ao paciente são apresentadas na Tabela 3.5.

**Tabela 3.5** – Distância dosímetro-paciente.

Identificação do Dosímetro	Distância do dosímetro ao paciente
1 (roxo) (posição do médico operador)	1,15 m
2 (azul) (posição do médico assistente)	1,42 m
3 (verde) (posição do técnico de RX)	2,86 m
4 (laranja) (posição do anestesista)	0,77 m

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

---

### 4.1 Taxa de kerma no ar na superfície de entrada e qualidade da imagem

Nas Tabelas 4.1 e 4.2 apresentam-se os resultados do teste. Nas Figuras 4.1 e 4.2 apresentam-se os mesmos resultados na forma de gráficos. Verifica-se que quanto maior a espessura do paciente, maior será a taxa de kerma na superfície de entrada. Também, o modo de fluoroscopia (low, normal e high) tem uma grande influência nas doses, assim como o uso do modo cine. Portanto, é fundamental que os operadores estejam conscientes do impacto do uso de altas taxas.

Em relação à qualidade da imagem (Figura 4.3), a resolução espacial diminui com a espessura do paciente e melhora quando aumentam a taxa de dose ou a magnificação. Já a resolução de baixo contraste de maneira geral piora; no entanto, para a espessura de 30 cm observa-se uma melhoria devido ao aumento da tensão alterada pelo controle automático de exposição. Também se observa que a magnificação favorece a qualidade da imagem (diminui o ruído da imagem nos monitores).

Quando há subtração de imagem, os detalhes do objeto de teste também são subtraídos e, portanto, não é possível avaliar a qualidade da imagem (Figura 4.4).

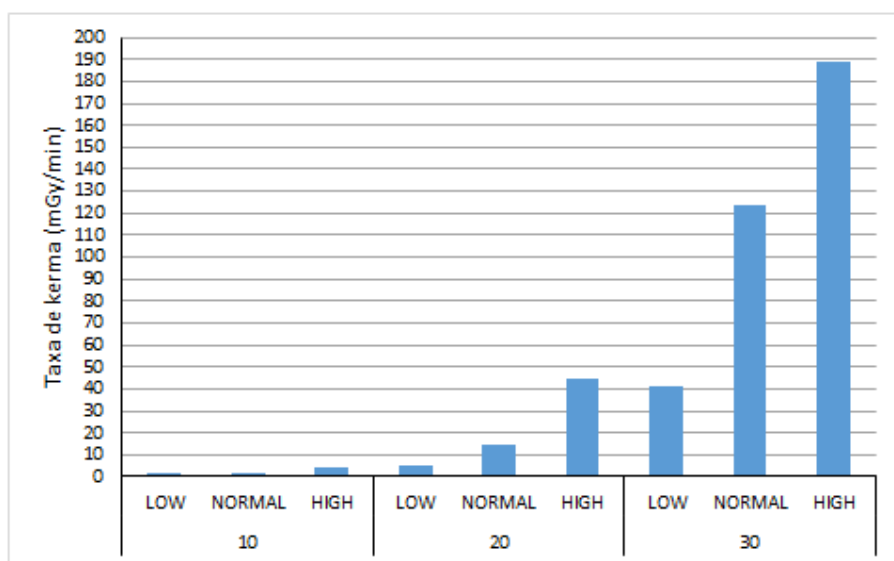
**Tabela 4.1 –** Parâmetros para medida da taxa de kerma na entrada do detector *flat panel*. (FC = Fator de correção = 1)

PARÂMETROS							
ESPESSURA PMMA (cm)	FPS	MAGNIFICAÇÃO	MODOS	kVp	mA	TAXA DE KERMA NA ENTRADA (mGy/min)	TAXA DE KERMA NA ENTRADA CORRIGIDA PELO FC (mGy/min)
10	15	22	LOW	78.4	31.9	0,62	0,62
			NORMAL	65.0	95.2	1,44	1,44
			HIGH	68.4	63.1	4,22	4,22
			CINE	66.3	320	76,80	76,80
	10	32	NORMAL	65.0	43.1	0,76	0,76
		32	CINE	66.3	352.5	39,72	39,72
20	15	22	LOW	78.4	98.6	5,42	5,42
			NORMAL	65.0	134.8	14,86	14,86
			HIGH	68.4	98.9	44,24	44,24
			CINE	83.4	238.8	702,0	702,0
	10	32	NORMAL	65.0	98.5	8,06	8,06
		32	CINE	73.0	277.3	498,0	498,0
30	15	22	LOW	85.6	178.9	41,46	41,46
			NORMAL	79.7	142.9	123,6	123,6
			HIGH	95.6	79.9	189,0	189,0
			CINE	125.0	147.6	930,0	930,0
	10	32	NORMAL	70	166.9	192,0	192,0
		32	CINE	100.4	198.1	SATURADO	SATURADO

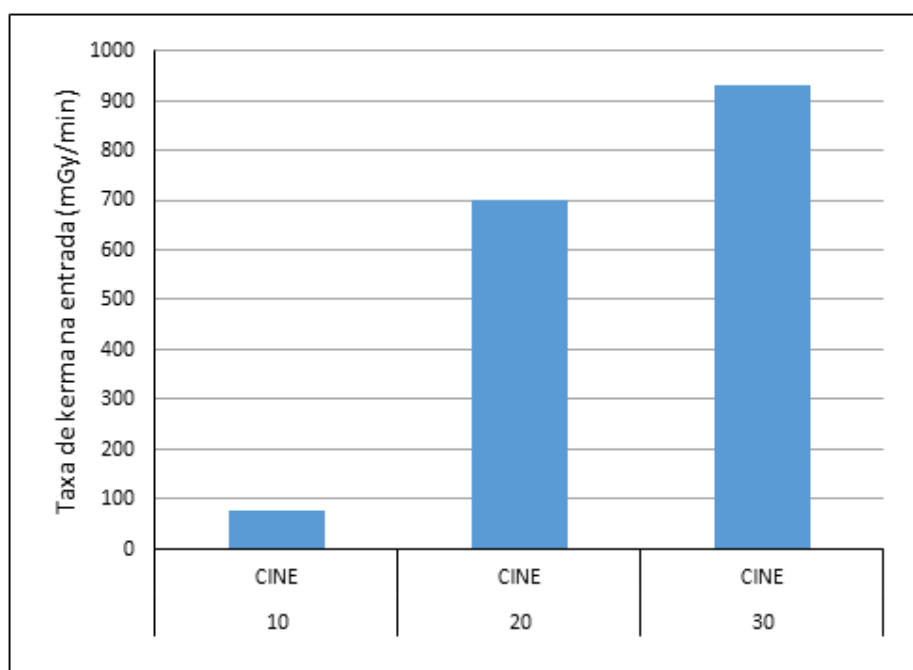
**Tabela 4.2 –** Parâmetros avaliados para qualidade de imagem.

ESPESSURA PMMA (cm)	FPS	MAGNIFICAÇÃO	MODOS	kV	mA	Nº GRUPOS DE LINHAS VISUALIZADOS		RESOLUÇÃO (pl/mm)		Nº CÍRCULOS VISUALIZADOS		RESOLUÇÃO BAIXO CONTRASTE (%)	
						Dentro	Fora	Dentro	Fora	Dentro	Fora	Dentro	Fora
10	15	22	LOW	78.4	31.9	12	14	1,8	2,24	12	10	2,7	3,9
			NORMAL	65.0	95.2	14	16	2,24	2,8	15	11	1,5	3,2
			HIGH	68.4	63.1	15	16	2,5	2,8	15	12	1,5	2,7
			CINE	66.3	320	15	SUBTR.	2,5	-	15	SUBTR	1,5	-
		32	NORMAL	65.0	43.1	9	13	1,25	2	12	10	2,7	3,9
20	15	22	CINE	66.3	352.5	13	SUBTR.	2,0	-	14	SUBTR	1,7	-
			LOW	78.4	98.6	11	12	1,6	1,8	9	9	4,5	4,5
			NORMAL	65.0	134.8	13	14	2	2,24	11	8	3,2	5,3
			HIGH	68.4	98.9	13	16	2	2,8	13	11	2,2	3,2
			CINE	83.4	238.8	14	SUBTR.	2,24	-	12	SUBTR	2,7	-
30	15	22	NORMAL	65.0	98.5	9	12	1,25	1,8	9	9	4,5	4,5
			CINE	73.0	277.3	12	SUBTR.	1,8	-	14	SUBTR	1,7	-
			LOW	85.6	178.9	9	12	1,25	1,8	10	0	3,9	-
			NORMAL	79.7	142.9	12	13	1,8	2	12	1	2,7	16,7
			HIGH	95.6	79.9	13	12	2	1,8	11	1	3,2	16,7
30	15	32	CINE	125.0	147.6	13	SUBTR	2	-	11		3,2	-
			NORMAL	70	166.9	9	12	1,25	1,8	12		2,7	5,3
		32	CINE	100.4	198.1	10	SUBTR	1,4	-	10		3,9	-

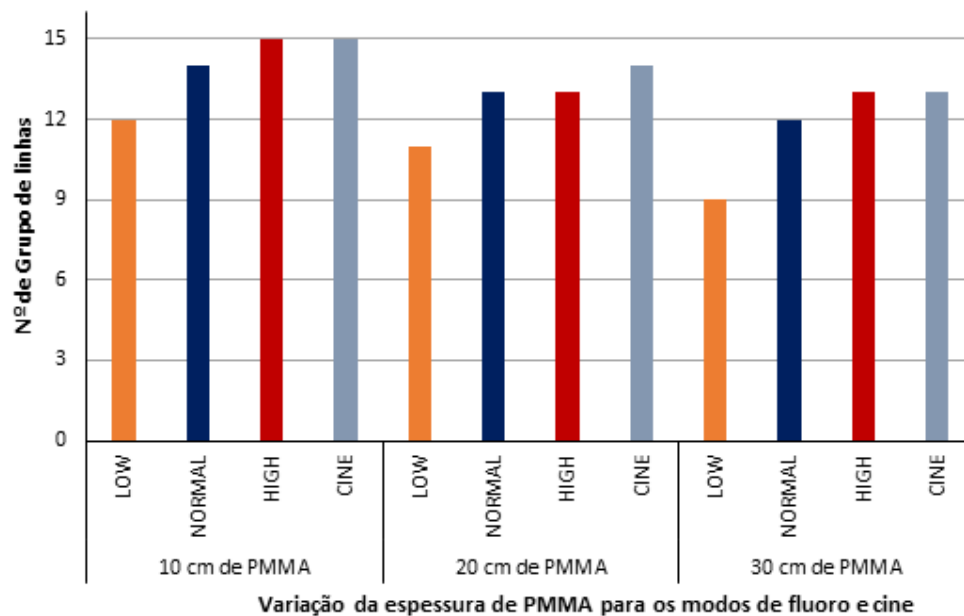
- Nas colunas de Resolução (pl/mm) e Resolução de baixo contraste (%) foram preenchidas de acordo com as especificações do fabricante do objeto de teste.
- SUBTR indica que é visualizado apenas a subtração da imagem, não observando os detalhes do objeto.



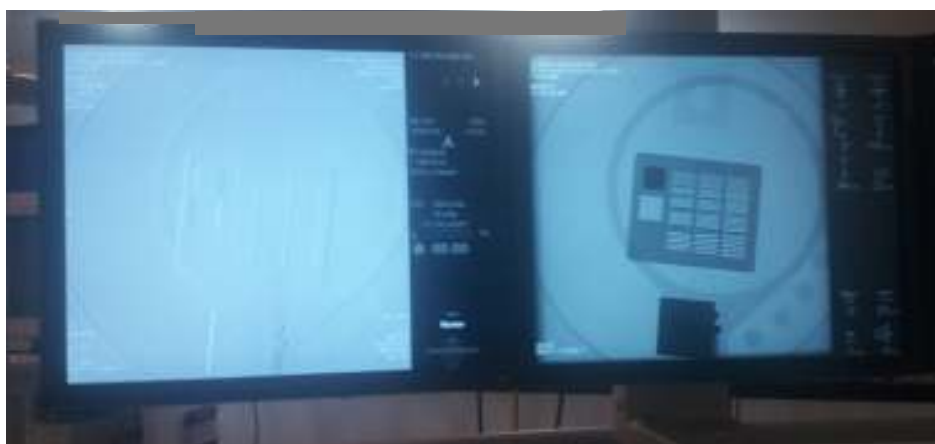
**Figura 4.1** – Kerma na superfície de entrada para diferentes espessuras de pacientes e modos de fluoroscopia.



**Figura 4.2** – Kerma na superfície de entrada para diferentes espessuras de pacientes no modo cine.



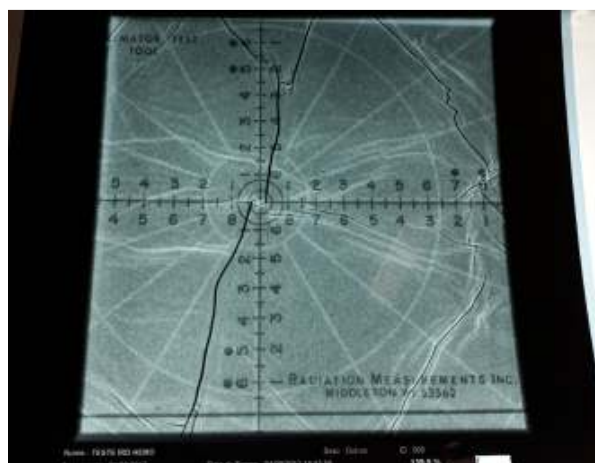
**Figura 4.3** – Qualidade da Imagem. (Resolução espacial)



**Figura 4.4** – Imagem do objeto de teste modo cine: objeto de Leeds TOR 18FG para testar resolução de alto e baixo contraste.

## 4.2 Avaliação da colimação do campo em fluoroscopia

A Figura 4.5 apresenta a imagem do filme revelado. Foi medido o tamanho de campo verificando-se a coincidência com o valor seleccionado de magnificação, concluindo-se que há coincidência entre a área irradiada e a do detector de imagem (22 cm).



**Figura 4.5 – Leitura do filme revelado após irradiação**

#### 4.3 Cálculo do fator de correção do medidor de produto kerma-área ( $P_{KA}$ )

A Tabela 4.3 apresenta os resultados do cálculo do fator de correção, considerando a presença ou ausência da mesa. Assim, toda vez que se fizer uma medição de  $P_{KA}$  durante procedimentos com pacientes, esta deverá ser multiplicada pelo fator 0,82, visto que a câmara do medidor de  $P_{KA}$  encontra-se colocada após o sistema de colimação; porém, antes do conjunto (mesa+paciente). Por isso, a quantidade de radiação absorvida pela mesa não deve ser considerada.

**Tabela 4.3 – Cálculo do fator de correção do  $P_{KA}$ .**

	Com a mesa	Sem a mesa
Área irradiada	0,0137 m <sup>2</sup>	0,012 m <sup>2</sup>
Kerma medido	1,026 mGy	993,4 µGy
$P_{KA}$ verdadeiro	14 µGy.m <sup>2</sup>	11,92 µGy.m <sup>2</sup>
$P_{KA}$ nominal	17,23 µGy.m <sup>2</sup>	9,67 µGy.m <sup>2</sup>
<b>Fator de correção</b>	<b>0,82</b>	<b>1,23</b>

Foi feita uma estimativa das incertezas das grandezas medidas para o cálculo do fator de correção, obtendo-se o valor 0,07. Portanto, a expressão dos fatores de correção fica:  $(0,82 \pm 0,07)$  e  $(1,23 \pm 0,07)$ .

#### 4.4 Rendimento do tubo de raios X

A tabela 4.4 apresenta os resultados das medições para o cálculo do rendimento do tubo de raios X realizadas com o filtro de cobre de 1 mm de espessura. Utilizando a Equação 3.3 calculou-se a última coluna da tabela 4.4. Ambos valores encontram-se abaixo dos recomendados pela Portaria 453/98. Cabe destacar que a recomendação da Portaria se refere a equipamentos de raios X em geral. Em se tratando de um equipamento intervencionista, às vezes a equipe de manutenção calibra o equipamento com rendimentos relativamente baixos devido às características de exposição dos pacientes. Sugere-se que o fato seja discutido com a equipe de manutenção, visto que a imagem se apresenta de qualidade satisfatória.

Estes valores medidos de rendimento devem ser considerados como a linha de base para futuros controles da qualidade.

**Tabela 4.4** – Rendimento com filtro de cobre de 1 mm de espessura.

ESPESSURA DO FILTRO	MAG. [cm]	MODO	kV	mA	t [ms]	$\mu\text{Gy/s Ar}$	mGy/mAmin 100 cm
1mm de Cu	22	FLUORO	65	98,7	23	78,0	0,034
		CINE	73,1	272,7	39,9	$16,7 \times 10^3$	3,090

#### 4.5 Camada semirredutora

A Tabela 4.5 apresenta os valores medidos para calcular a camada semirredutora de acordo à Equação 3.4, Tabela 4.6. Obteve-se o valor 5,05 mm Al equivalente, valor aceitável considerando que se trata de um equipamento intervencionista que, geralmente, requer uma filtração maior do que a de um aparelho convencional, pois é necessário filtrar fortemente aqueles fótons de baixas energias. A filtração obtida está de acordo com a norma vigente que preconiza uma medida de (> 2,5 mm de Alumínio).



**Tabela 4.5** – Resultados para o cálculo da camada semirredutora.

ESPESSURA [mm] Al	MAGNI- FICAÇÃO	MODOS	kV	kV (Ray Safe)	mA	L [μGy/min]
0	22	Fluoro 10 f/s	65	74	96	14,2
			65	74	96,4	14,3
			65	74,5	96	14,3
			65	74,3	96,1	14,5
3			65	77	96,4	10,8
4			65	79,5	96,3	9,41
6			65	91	85,6	5,58

**Tabela 4.6** – Cálculo da camada semirredutora.

Cálculo CSR (fluoro)	
L <sub>0</sub> =	0,86 mGy/min
L <sub>a</sub> =	0,565 mGy/min
L <sub>b</sub> =	0,335 mGy/min
x <sub>a</sub> =	4 mm Al
x <sub>b</sub> =	6 mm Al
<b>CSR =</b>	<b>5,05 mm Al equivalente</b>

#### 4.6 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X

A Tabela 4.7 apresenta os valores nominais e medidos de kVp e o cálculo do desvio percentual. Todos os valores estão acima da tolerância sugerida pelas recomendações vigentes (<10%). Será necessário contatar o serviço de manutenção.

**Tabela 4.7** – Registro para o cálculo da exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X (kVp nom = kVp nominal; Med = medição).

Espessura do filtro de cobre inserido automaticamente	kVp nom.	Med. 1 [kVp]	d(%)	kVp nom.	Med. 2 [kVp]	d(%)	kVp nom.	Med. 3 [kVp]	d(%)
[mm]									
0,3	68,4	81,2	18,7	68,4	82,3	20,3	63,4	60,6	4,42
0,6	65	74	13,8	65	74	13,8	65	74,5	14,6
0,9	78,4	103	31,3	-	-	-	-	-	-

#### 4.7 Aspectos de proteção radiológica

Foi realizado um levantamento do setor de hemodinâmica, com objetivo de observar e avaliar o funcionamento do equipamento, suas funções e cuidados. Foram coletadas informações com a enfermeira responsável pelo setor, técnico em radiologia, *staff* e analisado o último documento dos testes e controle de qualidade.

São três técnicos que operam o equipamento, existe uma enfermeira no setor e cinco técnicos em enfermagem, totalizando doze funcionários monitorados; sendo que nenhum registrou dose mensal acima de 6 mSv. Os médicos fazem uso da técnica de congelamento de imagem e há também indicativos de dose (Produto kerma-área,  $P_{KA}$  e kerma no ponto de referência intervencionista, AK), o que possibilita saber um pouco mais sobre a dose que o paciente recebeu.

Foi observado que os médicos fazem uso constante de óculos e saiotê plumbíferos, protetor de tireoide, barreira suspensa, avental plumbífero na frente e costas. Os técnicos fazem uso constante de óculos plumbíferos, protetor de tireoide e avental plumbífero na frente e costas.

Segundo a enfermeira, existe treinamento em proteção radiológica para a equipe toda, sendo que o último foi realizado no ano de 2016.

Segundo o médico *staff*, não houve até agora nenhum caso de epilação, catarata ou telangiectasia nos profissionais.

O físico médico do hospital relatou que os relatórios mensais de dosimetria estão disponíveis para todos os funcionários do serviço e, os mesmos são informados

de suas doses mensais. No setor existe sinalização adequada com símbolo da radiação, luz vermelha e avisos dentro e fora da sala.

Foi avaliado o prontuário do paciente onde detectou-se o tempo de procedimento da intervenção, dados pessoais, peso, altura e idade. No entanto, não são feitos registros das doses ministradas aos pacientes.

Por fim, a enfermeira relatou que não houve registro de aparecimento de reações tissulares no paciente, como vermelhidão e queimadura.

#### 4.8 Análise das doses no cristalino dos profissionais

Na Tabela 4.8 são apresentados os valores de equivalente de dose na altura do cristalino, tal como explicado no capítulo 3. Pode-se observar que, na medida que aumenta a distância do indivíduo ao paciente, a dose diminui significativamente tanto no modo fluoro como no modo cine. Para a projeção AP, observa-se que a posição (4), do anestesista ou enfermeira, a dose é a mais elevada. Já no caso da projeção OAE 30°, a posição do médico operador é a da mais alta dose. Isto porque, o tubo de raios X encontra-se muito próximo ao operador e o espalhamento gerado pelo paciente é mais intenso para o lado do operador.

Evidencia-se as grandes diferenças de taxas de radiação espalhada quando se passa do modo fluoro para o cine. Portanto, uma boa recomendação para os profissionais que trabalham nesta área é a de usar o modo cine com discrição.

**Tabela 4.8** – Radiação espalhada na posição do cristalino medida com os dosímetros ativos de estado sólido RaySafe i2.

PROJEÇÃO		Médico operador	Médico auxiliar	Técnico de RX	Anestesista ou Enfermeira
		Roxo (1)	Azul (2)	Verde (3)	Laranja (4)
		[μSv/h]	[μSv/h]	[μSv/h]	[μSv/h]
AP	Fluoro	51,3	40,3	15,3	54,8
	Cine	1114	1010	274	1550
OAE 30°	Fluoro	82,5	53,5	23,5	26,3
	Cine	2400	3390	418	292

## 5 CONCLUSÕES

---

Este trabalho apresenta uma metodologia baseada nos principais documentos internacionais e nacionais para avaliar o desempenho de um equipamento intervencionista, visando a proteção dos indivíduos envolvidos (pacientes, profissionais). Da maneira como estão propostos os testes, é possível realizar um controle de qualidade de forma organizada, relativamente rápido e com resultados significativos para a caracterização do equipamento.

De maneira geral, o equipamento intervencionista apresenta um bom desempenho, com alguns parâmetros com desvios das tolerâncias recomendadas, sendo possível e satisfatório o trabalho realizado com o mesmo.

É fundamental o treinamento dos profissionais no sentido de conhecer o equipamento com que trabalham, visto que foram comprovadas diferenças de graus de exposição em função do efeito de cada ferramenta (diferentes taxas, cine, fluoro, magnificação, etc) que o equipamento oferece.

Cabe destacar que todas as medidas realizadas para avaliar a exposição do cristalino foram realizadas sem nenhum elemento de proteção. Portanto, ao realizar qualquer estimativa de doses anuais este fato deverá ser levado em consideração.

O setor de hemodinâmica apresentou iluminação adequada, símbolo de radiação e sinalização satisfatórias.

## Referências Bibliográficas

---

1. ICRP. International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP. Publication 103. *"The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection"*. Elsevier. 2007
2. Brasil, Ministério da Saúde, Secretaria da Vigilância Sanitária, "Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico". Portaria 453, de 01 de junho de 1998.
3. International Commission on Radiological Protection. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85. Ann ICRP. 2000;30(2).
4. Dyson, N.A. *X- Rays in Atomic and Nuclear Physics*. Paperback Revised ed. 2005: Cambridge University Press.
5. Nielsen, J. and D. Morrow. *Elements of Modern X-ray Physics* 2000, New York: John Wiley & Sons.
6. Bushong, S.C. *"Manual de Radiologia para Técnicos"*, 6a Ed. Elseiver. 2004.
7. [www.rle.gainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/fisica/rx.pdf](http://www.rle.gainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/fisica/rx.pdf) [acessado em 28/08/17]. Adaptado.
8. PODGORSACK, E. B. Technical Editor. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Vienna. 2005.
9. Eisberg, R. and R. Resnick. *Física Quântica*. 6a Edição ed. 1988, Rio de Janeiro.
10. Sprawls, P. *Principles of radiography for technologists*. 1990, Lippincott Williams and Wilkins.
11. Canevaro, L.V. *Physical and technical aspects in Interventional Radiology*. Revista Brasileira de Física Médica, 2009. 3(1): p. 101-115.
12. Icon Group International. Fluoroscopy: Webster's Timeline History, 1867 - 2007 2010.
13. Sprawls, P. *Physical Principles of Medical Imaging*. 1995, Aspen Publishers.
14. Rauch, P.L. and K.J. Strauss. *X-ray generators, tube, collimator, positioner, and table*. In: Nickoloff EL, Strauss KJ, editors. *Syllabus: A Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics - Cardiac Catheterization Imaging*. Oak Brook, IL. Radiological Society of North America 1998: p. 61-82.
15. Miller, F.P., A.F. Vandome, and J. Brewster. *Fluoroscopy*. 2009: Alphascript Publishing.
16. Balter, S., J.T. Cusma, and M.D. O'Hara. *Interventional Fluoroscopy: Physics, Technology, Safety*. 2001, John Wiley.
17. Parizoti, A. *"Otimização de Imagens e Proteção Radiológica em Fluoroscopia"*, 2008: p.16-39.
18. <https://www.quora.com/What-is-thin-film-transistor> [Acessado em 20/12/17].
19. Chuyeshov, G. <http://chuyeshov.com/roro.html> 2010 [cited Acessado em 20/12/17].
20. ATTIX, F. H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. Editora John Wiley & Sons, New York, 1986.
21. IAEA. *Safety Report Series No. 59. "Establishing guidance levels in X ray guided medical interventional procedures: a pilot study"*. 2009: Viena.
22. Eva, P.R. *"Anatomia e embriologia do olho"*; p. 2-8. Cap.1.

23. Vano E, Gonzalez L, Guibelalde, Fernandez JM, Ten JJ. “*Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology*”. Br J Radiol 1998; 71:954- 960.
24. ICRP. International Commission on Radiological Protection. “*1990 Recommendations of International Commission on Radiological Protection*” Annals ICRP 21 (1-3). Publication 60. Pergamon Press, 1991.
25. RELID. “*Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose*”. Available at: <http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/News/relid-cataract-study.htm>. Accessed August 21, 2012.
26. Cosette M. Stahl et al., “*Radiation Risk to the Fluoroscopy Operator and Staff,*” Vascular and Interventional Radiology, pp. 736-744.
27. Zhonghua Sun, Aini AbAziz, and Ahmad Khairuddin Md Yusof., “*Radiation- Induced Noncancer Risks in Interventional Cardiology: Optimisation of Procedures and Staff and Patient Dose Reduction*” Review Article, vol.2013,pp.2-8, 2013.
28. BRASIL.MINISTÉRIO DA SAÚDE. Radiodiagnóstico médico: “*Segurança e desempenho de equipamentos*”. Resolução 64.2003.
29. Projeto IAEA/BRA 9056. “*Guia para caracterização de equipamentos radiológicos utilizados em cardiologia intervencionista e avaliação da exposição de pacientes e profissionais*”. Rio de Janeiro (2013).